

	<p>VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY</p>
	<p>FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ</p> <p>FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING</p>

MĚŘENÍ A ZPRACOVÁNÍ EKG SIGNÁLU V PROSTŘEDÍ LABVIEW

ECG MEASUREMENT AND PROCESSING IN LABVIEW

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S PROJECT

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Petr Veselý

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. Radim Kolář, Ph.D.

BRNO, 2009



**VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií**

Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Student: Petr Veselý

ID: 78394

Ročník: 3

Akademický rok: 2008/2009

NÁZEV TÉMATU:

Měření a zpracování EKG signálu v prostředí LabView

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s vlastnostmi EKG signálu a popište jeho vlastnosti i z hlediska možných zdrojů rušení. Dále se seznámte s prostředím LabView a navrhnete jeho využití pro detekci R vlny v EKG signálu, který bude indikovat tepovou frekvenci a přítomnost R vlny zvukovým a světelným signálem. Dále zajistíte ukládání hodnot R-R intervalů do samostatného souboru. Tento virtuální přístroj také navrhnete tak, aby bylo možné jeho využití pro měření v reálném čase ve spojení s měřicí kartou. Připravte také několik EKG signálů, které bude možné vytvořeným virtuálním přístrojem načíst.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] WELLS, L.K, TRAVIS, J. LabVIEW for Everyone: Graphical Programming Made Even Easier. Englewood Cliffs: Prentice Hall, 2001.

[2] VRBA, K. Analogová technika. Elektronické skriptum. Brno: FEKT VUT v Brně.

[3] HOLČÍK, J., KOZUMPLÍK, J. Detektory komplexu QRS pro zařízení ke zpracování biomedicínských signálů srdce. Lékař a technika. 1991, roč. 22, č. 5-6, s. 88-93.

[4] HOLČÍK, J., KOZUMPLÍK, J. Detekce komplexu QRS, Část I. - Předzpracování. Lékař a technika. 1989, roč. 20, č. 6, s. 121-128.

Termín zadání: 9.2.2009

Termín odevzdání: 5.6.2009

Vedoucí práce: Ing. Radim Kolář, Ph.D.

prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práve třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

Abstrakt

Tato práce, jak již z názvu vyplývá, je zaměřena na zpracování EKG signálu a detekci QRS komplexu. První část je věnována samotnému anatomickému popisu srdce.

Vlivem podráždění svaloviny srdce dochází k postupnému stahování a uvolňování srdečních síní a komor. Během těchto stavů je možné měřit určitou elektrickou aktivitu srdce. Ta se nazývá EKG. Tato křivka je složena z několika charakteristických vln, z nichž dominantní je vlna R. Parametry této vlny jsou řídící při popisu činnosti srdce. Proto je další část práce věnována možnosti její detekce.

Proces detekce se dělí na dvě části. Předzpracování, ve kterém je signál upraven na patřičný tvar a detekci, kdy dochází k popisu výskytu R vlny. Při těchto úkonech se využívají různé filtry a metody, které jsou nastíněny v následujících kapitolách.

Výstupní program vypracovaný v programovacím prostředí Labview je založen na separaci R vlny z EKG, která se následně porovnává s prahovou hodnotou. Naměřené hodnoty jsou posléze použity pro výpočet tepové frekvence a vytvoření geometrického popisu HRV.

Klíčová slova

Srdce, EKG signál, QRS komplex, HRV diagram.

Annotation

The thesis, as its title shows, is focused on the ECG signal processing and the QRS complex detection. Its first part provides the anatomical description of the heart itself.

Due to the irritation of the heart muscle, the atrium of the heart and the ventricles gradually contract and relax. In these stages, it is possible to measure a certain electric activity of the heart. This is called the ECG. The curve consists of several distinctive waves, the R wave being prevalent among them. Its parameters are predominant for describing the heart activity. Therefore, the next part of the thesis turns to the possibilities of its detection.

The detection process is divided in two parts, the first of them being the pre-processing. Here, the signal is arranged in the right shape. This is followed by the detection, which describes the R wave occurrence. These operations use various filters and methods, as described in the following chapters.

The output program, designed in the Labview programming environment, is based on the separation of the R wave from the ECG. This is subsequently compared to the threshold value. The values measured here are later used for the heart rate calculation and creating the geometrical description of the HRV.

Keywords

Heart, ECG Signal, QRS Komplex, HRV diagram.

Bibliografická citace mé práce:

VESELÝ, P. *Měření a zpracování EKG signálu v prostředí LabView*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 34 s, 5 s. příl. Bakalářská práce. Vedoucí práce Ing. Radim Kolář, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Měření a zpracování EKG signálu v prostředí LabView jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 5.června 2009

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Radimu Kolářovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 5.června 2009

.....
podpis autora

Obsah

Úvod	2
1 Anatomický úvod	3
2 Vznik EKG křivky	4
2.1 Dipólová teorie vzniku zdroje elektrického pole na srdci	5
2.2 Vyjádření elektrického pole srdce pomocí dipólu	5
2.3 Dvanácti svodový standardní snímací systém	6
2.3.1 Popis jednotlivých svodových míst	6
2.3.2 Výpočet vychylek v jednotlivých svodech	9
2.3.3 Vznik EKG křivky v Einthovenových svodech	10
3 Detekce QRS komplexu	12
3.1 Vlastnosti vln EKG signálu	12
3.2 Předzpracování EKG signálu	12
3.3 Rozhodovací člen	13
4 Rušení EKG signálu	15
5 Filtrace	16
5.1 Vzorkování signálu	16
5.2 Filtry s konečnou impulsní charakteristikou - FIR	16
5.3 Filtry s nekonečnou impulsní charakteristikou – IIR	17
6 Práce v prostředí LabView	18
6.1 Funkce programu	18
6.2 Popis jednotlivých bloků programu	19
6.2.1 Načítání	20
6.2.2 Filtrace	22
6.2.3 Prahování	24
6.2.4 Určení maxima	25
6.2.5 Zpracování naměřených hodnot	27
6.2.6 Uložení naměřených hodnot	29
6.3 Ovládání programu	30
6.4 Problémy vzniklé během tvorby programu	30
7 Závěr	32
8 Seznam použitých zdrojů	34
9 Přílohy	35

Úvod

Tato bakalářská práce se zabývá popsáním vlastností EKG signálu, jeho možného rušení a detekce QRS komplexu, respektive R vlny. EKG, neboli elektrokardiogram, je signál popisující elektrickou aktivitu srdce.

První část práce je proto zaměřena na podrobnější popis EKG signálu z hlediska fyziologie srdce. Je popsán vznik měřitelného signálu na srdečním svalu a přenos této informace srdeční svalovinou. Samotný EKG signál, který je posléze používán k měření je získáván ze signálů měřených na několika svodových místech. EKG křivka je složena z vln a komplexů, z nichž nejzajímavějším je QRS komplex obsahující R vlnu, která nese dominantní informaci o srdeční aktivitě.

Detekce zmiňovaného QRS komplexu a R vlny je základní procedurou jakékoliv automatické analýzy EKG. Pomocí R vlny je možné například určit tepovou frekvenci. Je tedy nutné dokázat tuto vlnu správně detekovat. Existuje několik metod detekce. V této práci jsou doposud uvedeny pouze základní detekční postupy a algoritmy.

Při samotné detekci je nutné, aby zkoumaný signál nepodléhal žádnému, popřípadě jen minimálnímu rušení. K odstranění rušení je v současné době používáno filtrů. Filtry je možné rozdělit na analogové a číslicové. Vzhledem k tomu, že se tato práce týká číslicového zpracování EKG signálu pomocí programovacího prostředí LabView, je zde věnováno několik slov právě číslicovým filtrům.

Filtry jsou v této práci základem detekce R vlny. Pomocí nichž dochází k vymezení frekvenčního pásma R vlny z EKG. Nově vzniklý signál je poté dále zpracováván a upravován na optimální tvar. Následuje jeho porovnání s prahovou hodnotou a konečná detekce maximální hodnoty výchylky. Okamžik detekce maxim tohoto signálu se dá přisoudit okamžikům výskytu maxim R vln v EKG. K dalšímu popisu měřeného EKG se používá tzv. RR interval. Ten je dán dobou mezi sousedními R vlnami. S jeho využitím je možné popsat měřenou EKG křivku pomocí tzv. HRV (Heart Rate Variability). HRV je standard sloužící k popisu srdeční činnosti a různých srdečních nemocí a poruch. Existuje několik druhů jeho popisu. V této práci je kvůli přehlednosti a názornosti použit geometrický popis HRV v časové oblasti.

1 Anatomický úvod

Srdce je uloženo v hrudní dutině, ve střední rovině, odkud vybíhá příčně dopředu, mírně dolů vlevo. Jeho zadní stěna naléhá na jícen, dolní stěna leží na bránici a hrot srdeční (apex) směřuje jeden až dva cm pod levou prsní bradavku (páté mezižebří).

Srdce (cor, kardiak) je svým původem céva. Stavbě srdeční stěny proto v principu odpovídá stavba stěny velkých cév. Lidské srdce má čtyři dutiny – dvě síně (atria) a dvě komory (ventriculi). Pravá síň a pravá komora tvoří tzv. pravé srdce, oddělené síňovou a komorovou přepážkou (septem) od levé síně a komory, které vytváří tzv. levé srdce. Mezi pravou síní a pravou komorou je dvojcípá chlopeč, mezi levou síní a komorou je dvojcípá chlopeč (mitrální). Do pravé srdeční síně přitéká horní a dolní dutou žílou odkysličená krev z orgánů a tkání těla. Smrštěním pravé síně je krev vypuzena do pravé komory a po jejím smrštění plodnicovým kmenem a plicními tepnami do plic. Z plic se vrací okysličená krev čtyřmi plicními žilami do levé srdeční síně. Při stlačení levé síně je krev přečerpána do levé komory. Z levé komory začíná srdečnice (aorta) rozvádět krev do celého těla. Srdeční sval má dvě základní vlastnosti – dráždivost a stažlivost.

Dráždivostí rozumíme schopnost srdečního svalu se na vhodný podnět zkrátit, smrstit se. Za normálních okolností je podnětem ke smrštění (kontrakci) elektrický impuls vycházející ze zvláštních oblastí srdeční svaloviny (myokardu).

Stažlivost způsobuje, že srdce je pružná svalová pumpa, jejíž čtyři dutiny se v navazujícím sledu plní krví a vyprazdňují se. Naplnění krví se nazývá diastola, vypuzení krve do oběhu – systola. Hodnoty naplnění a vypuzení zjišťujeme měřením krevního tlaku [8].

2 Vznik EKG křivky

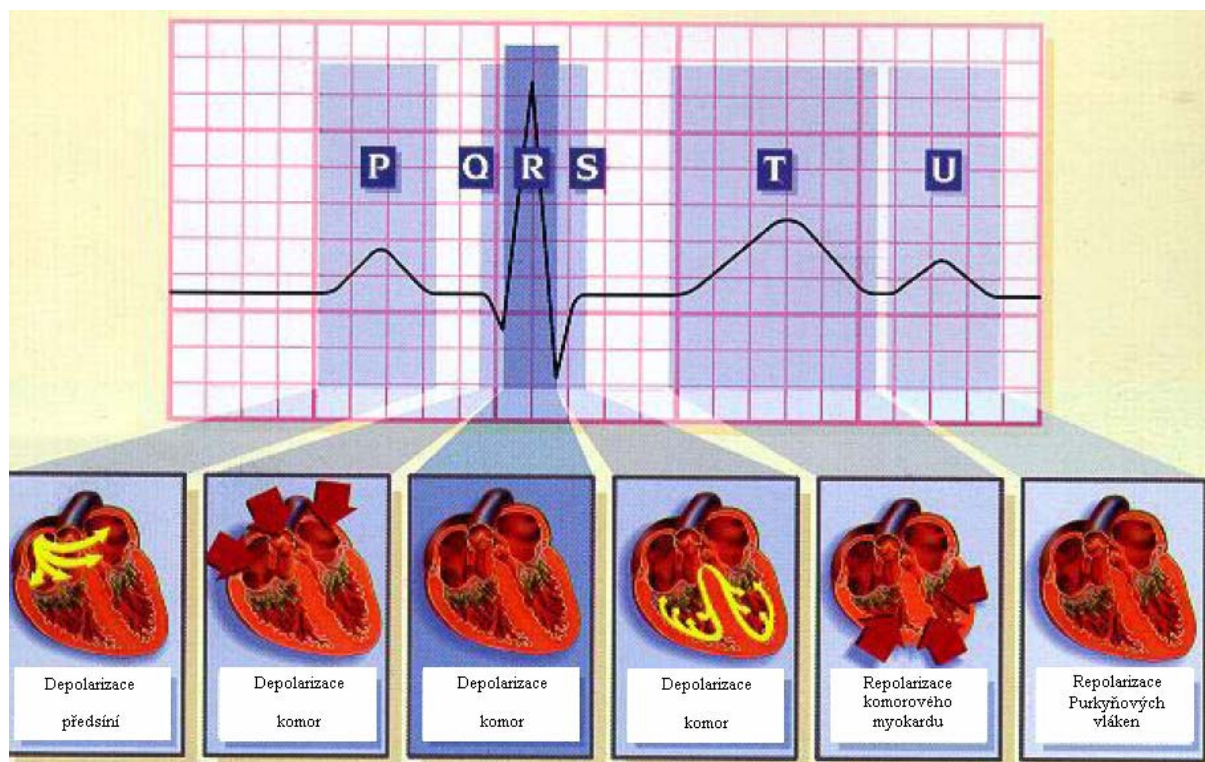
Srdce je dutý svalový orgán, jehož vlákna jsou schopna velké mechanické práce. Zvláštností srdeční svaloviny je to, že činnostní potenciál trvá velmi dlouho (obvykle déle než 200 ms), což způsobuje, že se vlákno myokardu po podráždění depolarizuje jako celek. Každé vlákno prochází postupně čtyřmi fázemi [1]:

- polarizace (povrch vlákna nabit kladně),
- depolarizace (postupná změna polarity povrchu),
- transpolarizace (povrch vlákna nabit záporně),
- repolarizace (postupný návrat k původní polaritě)

Při depolarizaci a repolarizaci srdečního svalového vlákna si jej můžeme charakterizovat jako elektrický dipól, který je složen z nepřeborného množství elementárních dipólů tvořených rozdíly mezi depolarizovaným a repolarizovaným místem jednotlivých srdečních vláken. Vektor, který je výsledným elektrickým dipólem dán, nám označuje směr elektrické srdeční osy.

Aby bylo možné přejít k podrobnějšímu vysvětlení vzniku elektrických dipólů na srdci, vysvětlíme si nyní šíření akčního potenciálu srdeční svalovinou. Místem vzniku podráždění na srdci je sinoatriální uzel, který je umístěn v horní části pravé komory srdce. Odtud se podráždění šíří svalovinou levé i pravé síně do atrioventrikulárního uzlu umístěného v septu mezi síněmi a komorami. Zde je podráždění převedeno na Hisův svazek, Tawarova raménka a dále na Purkyňova vlákna, která obepínají srdeční komory a tím ovládají svalovinu srdce.

Přechodem podráždění ze sinoatriálního uzlu dále dochází k depolarizaci srdečních komor, což je důvodem vzniku vlny P v EKG. Dál je podráždění rozšířeno na svalovinu komor a to je impulsem pro vznik QRS komplexu. V této části je skryta nejdůležitější část EKG, vlna R s největším potenciálem. Doznívající QRS komplex svým kmitem S částečně překrývá v EKG vlnu, která vzniká repolarizací síní. Následuje fáze depolarizace komor, která je charakterizována vlnou T. Posledním zákmitem v EKG je vlna U, jejíž vznik není ještě přesně odůvodněn a tedy není dogmatem v EKG. Záznam činnostních srdečních potenciálů je zobrazen na obrázku.1.1.



Obr 1.1: Prŕbŕh EKG kŕivky a vizuŕlnŕ popis vzniku jednotlivŕch vln [7]

2.1 Dipŕlovŕ teorie vzniku zdroje elektrickŕho pole na srdci

Jak jŕž bylo vŕŕe uvedeno, dochŕzŕ pŕi ŕŕenŕi podrŕždŕnŕ srdeĕnŕm vlŕknem k tomu, ŕe je moŕnŕ si v jakŕmkoliv okamŕziku srdce pŕestavit jako soubor elementŕrnŕch dipŕlŕ, kterŕ jsou dŕny rozdŕlnŕm potenciŕlem poĕtŕku a konce srdeĕnŕch vlŕken. Sumou elektrickŕch polŕ jednotlivŕch dipŕlŕ je dŕno vŕslednŕ elektrickŕ pole, kterŕ je charakterizovanŕ vŕslednŕm, v ĕase se mŕnŕcŕm, srdeĕnŕm vektorem.

2.2 Vyjŕdŕenŕ elektrickŕho pole srdce pomocí dipŕlu

Vŕslednŕ elektrickŕ dipŕl si pro zjednoduŕenŕ umŕstŕme do stŕedu srdce spoleĕnŕ s poĕtŕkem soustavy souŕadnic. Oznaĕme-li moment tohoto dipŕlu m mŕŕeme matematicky vyjŕdŕit prŕbŕh potenciŕlu v jeho okolŕ rovnicŕ:

$$\Phi(P) = \frac{m \cdot \cos \alpha}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon \cdot r^2}, \quad (2.1)$$

kde α – prostorovŕ ŕhel mezi vektorem elektrickŕho dipŕlu a tŕemi rovinami lidskŕho organismu (sagitŕlnŕm, frontŕlnŕm, transverzŕlnŕm),
 ϵ – permitivita prostŕedŕ,
 r – vzdŕlenost elektrickŕho stŕedu srdce od elektrody.[1]

Na vŕŕe uvedenŕch skuteĕnostech je zaloŕena tzv. *Dipŕlovŕ teorie elektrickŕho pole srdce*, kdy vyjŕdŕujeme elektrickŕ pole celŕho srdce pouze jednŕm, vŕslednŕm dipŕlem. Tento dipŕl umŕŕujeme na rozhranŕ mezi depolarizovanou a repolarizovanou

část srdce a snažíme se najít co nejefektivnější umístění svodových míst pro sledování elektrické srdeční aktivity.

2.3 Dvanácti svodový standardní snímací systém

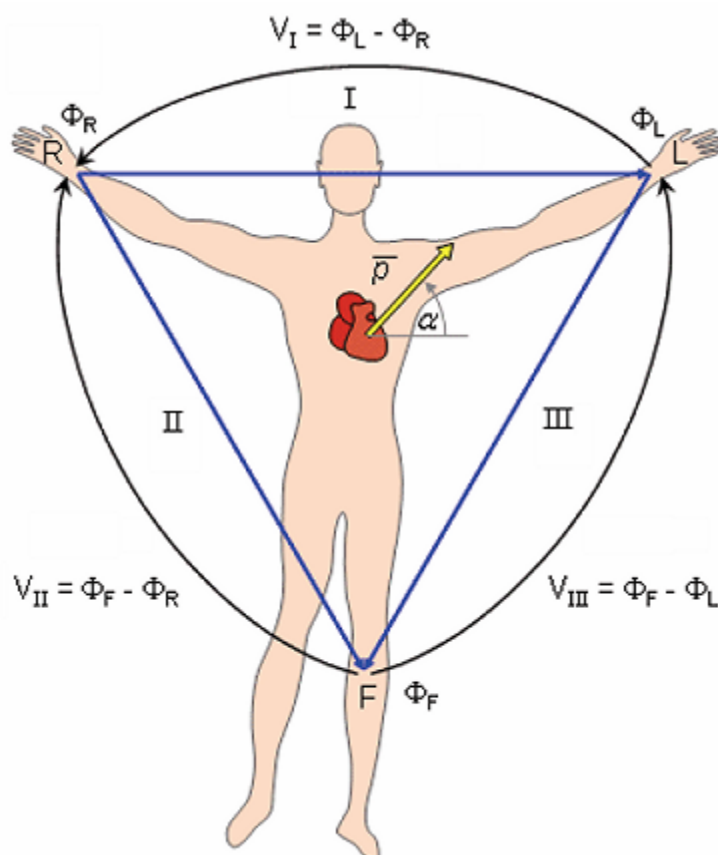
Nejpoužívanější svodový systém využívá dvanáct svodových elektrod, pomocí kterých můžeme měřit napětí mezi jednotlivými svodovými místy. Podle polohy snímacích elektrod se svody rozdělují na *končetinové* (Einthovenovy a Goldbergerovy) a *hrudní* (Wilsonovy). Podle způsobu snímání potenciálů z těchto elektrod se svody dělí na *bipolární* (Einthovenovy) a *unipolární* (Goldbergerovy a Wilsonovy).

2.3.1 Popis jednotlivých svodových míst

Standardní končetinové (bipolární Einthovenovy) svody

Končetinové svody jsou nejpoužívanějšími snímacími místy. Mimo zemní svorku, která se umísťuje na bérec pravé nohy a zajišťuje nám přibližně nulový potenciál se dále používají tři snímací místa. Patří mezi ně pravé zápěstí (R), levé zápěstí (L) a bérec levé nohy (F).

Při bipolárním zapojení, na jehož principu je měření pomocí Einthovenových svodů založeno, se měří rozdíl potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami. Rozmístění svodových míst je zobrazeno na obrázku 2.1.

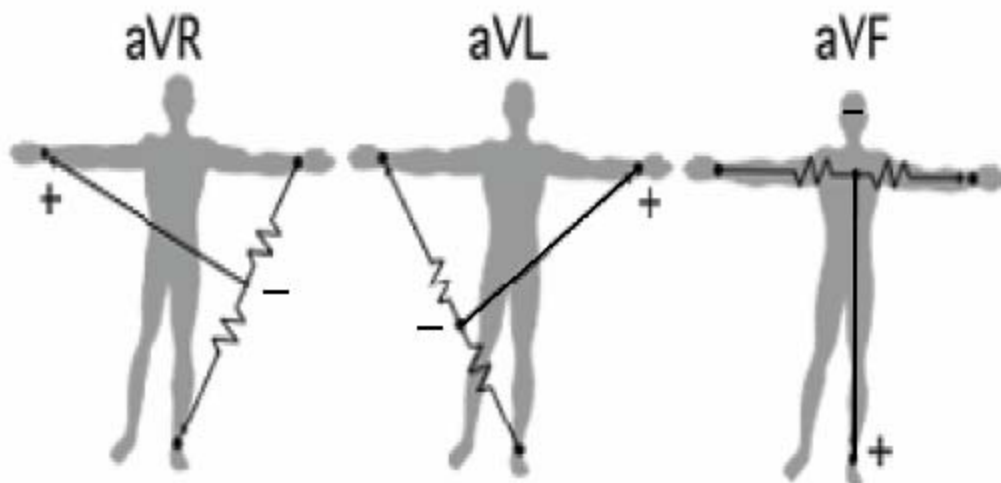


Obr 2.1: Einthovenovy bipolární svody [6]

Unipolární končetinové Goldbergerovy svody

Další způsob měření aktivity srdce pomocí unipolárních končetinových svodů zprvu využíval referenční svorku tvořenou spojením všech tří svodových míst přes odpor 5 k Ω . Měřené napětí potom bylo snímáno z aktivní elektrody umístěné na příslušné končetině. Takto vytvořené svody se nazývaly unipolární končetinové Wilsonovy svody.

Goldberger později Wilsonovo zapojení modifikoval tak, že od centrální svorky odpojil vždy končetinu zapojenou současně jako měřící (aktivní) elektrodu. Potenciál centrální svorky již tedy není nulový, tudíž výchylka záznamu je zvýšená. Svody se označují aVR, aVL, aVF a jejich rozmístění je uvedeno na obrázku 2.2.



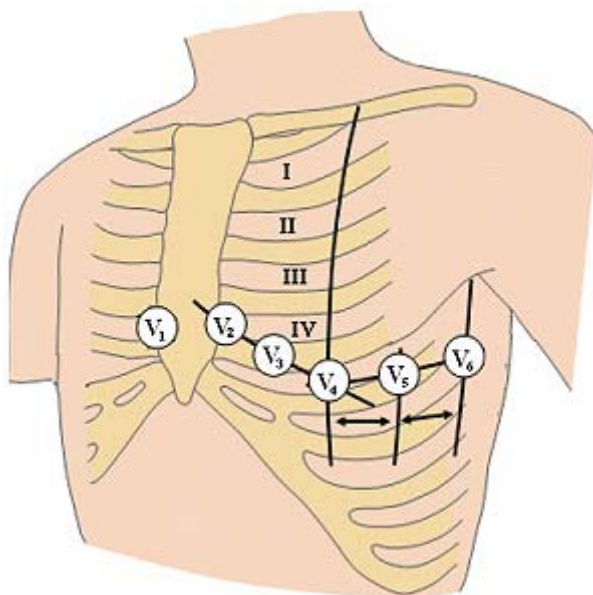
Obr 2.2: Goldbergerovy svody [6]

Unipolární hrudní svody

Hrudní svody byly zavedeny do elektrokardiografie kvůli tomu, že potenciály v různých místech hrudníku jsou ovlivňovány především nejbližší částí srdce. Proto jsou hrudní elektrody rozmístěny tak, aby pokryly jednotlivé části srdce.

Unipolární hrudní svody sledují elektrickou aktivitu na rozdíl od končetinových svodů v horizontální (transverzální) rovině.

Referenční elektroda je dána spojením končetinových svodů přes odpor $5k\Omega$ a aktivní elektroda je umístěna na jednom ze šesti svodových míst na hrudníku. Svody jsou označeny V_1 až V_6 nebo C_1 až C_6 a jejich rozmístění je zobrazeno na obrázku 2.3.



Obr 2.3: Hrudní svody [6]

Protože se tyto svody nachází velmi blízko srdce, nesou vysokou míru informace o vzruchu v daném místě. Proto je posléze poměrně obtížné přepočítat napětí naměřené pomocí ostatních svodů na napětí naměřené pomocí svodů hrudních. [1]

Standardní dvanácti svodové EKG je tedy tvořeno třemi svody Einthovenovými, třemi svody Goldbergerovými a šesti svody hrudními.

2.3.2 Výpočet výchylek v jednotlivých svodech

Pomocí vztahu 2.1 můžeme vyjádřit matematický popis hodnoty potenciálu v místech jednotlivých končetinových elektrod:

$$\Phi_L = \frac{m \cdot \cos \alpha_f \cdot \cos \Theta}{4 \cdot \pi \cdot \varepsilon_k \cdot r^2} = \frac{m_f \cdot \cos \Theta}{4 \cdot \pi \cdot \varepsilon \cdot r^2}, \quad (2.2)$$

$$\Phi_R = \frac{m_f \cdot \cos(\Theta + 120^\circ)}{4 \cdot \pi \cdot \varepsilon \cdot r^2}, \quad (2.3)$$

$$\Phi_F = \frac{m_f \cdot \cos(\Theta + 240^\circ)}{4 \cdot \pi \cdot \varepsilon \cdot r^2}, \quad (2.4)$$

kde α_f – úhel, který svírá vektor momentu m (srdeční vektor) s frontální rovinou lidského organismu,
 m_f – je průmět momentu m do frontální roviny,
 Θ – úhel, který svírá moment m_f se spojnicí středu trojúhelníka s vrcholem L.
[1]

Standardní končetinové (bipolární Einthovenovy) svody

Bipolární končetinové svody jsou vyjádřeny rozdíly mezi jednotlivými vrcholy trojúhelníka neboli místy přichycení měřících elektrod končetinových svodů. Na základě tohoto poznatku můžeme vyjádřit napětí v těchto svodech:

$$U_I = \Phi_L - \Phi_R = \frac{\sqrt{3} \cdot m_f \cdot \cos(\Theta - 30^\circ)}{4 \cdot \pi \cdot \varepsilon \cdot r^2} \quad [1] \quad (2.5)$$

$$U_{II} = \Phi_F - \Phi_R = \frac{\sqrt{3} \cdot m_f \cdot \sin \Theta}{4 \cdot \pi \cdot \varepsilon \cdot r^2} \quad [1] \quad (2.6)$$

$$U_{III} = \Phi_F - \Phi_L = \frac{-\sqrt{3} \cdot m_f \cdot \cos(\Theta + 30^\circ)}{4 \cdot \pi \cdot \varepsilon \cdot r^2} \quad [1] \quad (2.7)$$

Unipolární končetinové Wilsonovy svody

Jak již bylo výše uvedeno, je možné určit napětí dalších končetinových svodů jako napětí mezi jednotlivými elektrodami a svorkou, která má přibližně nulový potenciál. Společná svorka byla nazvána jako Wilsonova svorka a její potenciál je průměrnou hodnotou potenciálu v místech upevnění končetinových měřících elektrod:

$$\Phi_W = \frac{1}{3} \cdot (\Phi_L + \Phi_R + \Phi_F) = 0. \quad [1] \quad (2.8)$$

Napětí změřené pomocí Wilsonových svodů je potom tedy rovno přímo potenciálům Φ_L , Φ_R , Φ_F .

$$U_{VL} = \Phi_L \quad [1] \quad (2.9)$$

$$U_{VR} = \Phi_R \quad [1] \quad (2.10)$$

$$U_{VF} = \Phi_F \quad [1] \quad (2.11)$$

Unipolární končetinové Goldbergerovy svody

Větších hodnot naměřených napětí dosáhneme tehdy, pokud do výpočtu nezahrneme napětí z té elektrody, jejíž napětí měříme. Tyto napětí potom značíme aVL , aVR , aVF a jejich hodnoty jsou dány těmito rovnicemi:

$$U_{aVL} = \frac{\Phi_L - (\Phi_R + \Phi_F)}{2} = 1,5 \cdot U_{VL}, \quad [1] \quad (2.12)$$

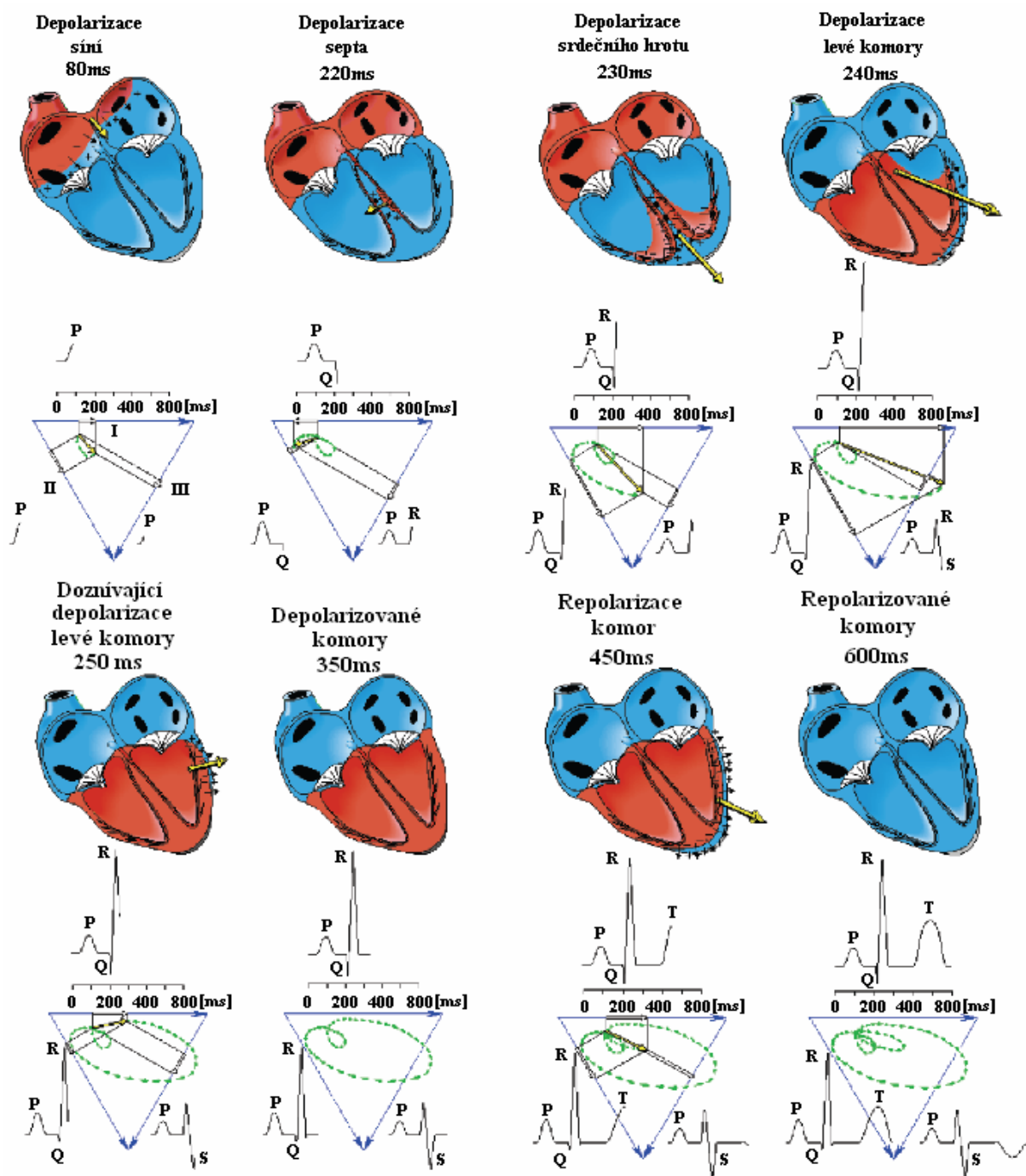
$$U_{aVR} = \frac{\Phi_R - (\Phi_L + \Phi_F)}{2} = 1,5 \cdot U_{VR}, \quad [1] \quad (2.13)$$

$$U_{aVF} = \frac{\Phi_F - (\Phi_L + \Phi_R)}{2} = 1,5 \cdot U_{VF}. \quad [1] \quad (2.14)$$

2.3.3 Vznik EKG křivky v Einthovenových svodech

Pokud si srdce představíme v každý okamžik jako nepřeborné množství elementárních dipólů, které vznikají jako rozdíl mezi podrážděnou a nepodrážděnou srdeční svalovinou, můžeme si tyto elementární dipóly představit jako jeden výsledný dipól, který je charakterizován svým potenciálem. Vektor momentu tohoto výsledného dipólu (srdeční vektor) má v různých okamžicích různou velikost a orientaci.

Představíme-li si člověka s upaženými pažemi, tak končetinová svodová místa vytváří jakýsi pomyslný rovnostranný trojúhelník nazvaný jako Einthovenův. Pokud promítneme v čase se měnící srdeční vektor do jednotlivých stran tohoto trojúhelníka, získáme EKG křivky Einthovenových svodů, jak můžeme vidět na obrázku 2.4. [1]



Obr 2.4: Vznik EKG v Einthovenových svodech [6]

3 Detekce QRS komplexu

Detekce QRS komplexu je v současné době nepostradatelnou součástí každého přístroje, který nějakým způsobem zkoumá, nebo kontroluje snímaný EKG signál. Pojmem detekce se prakticky myslí získání informace o komplexu QRS snímaného EKG signálu pomocí určitého předzpracování a nějaké z mnoha detekčních metod. Podle hloubky informace o QRS komplexu se detektory mohou dělit. Detektory nás mohou například pouze jednoduše informovat o přítomnosti QRS komplexu, nebo nám mohou dávat ucelenou informaci, která bude složena z úrovně signálu, doby zahájení a délky trvání komplexu.

3.1 Vlastnosti vln EKG signálu

Abychom si dokázali lépe představit, jaké detekční postupy budeme používat, uvedeme si nejprve všeobecný popis jednotlivých vln, kmitů a úseků EKG z hlediska jejich velikosti a doby trvání:

vlna P:	vzniká při depolarizaci síní amplituda: do 0,3 mV doba trvání: od 0,06 do 0,11 s
interval PQ:	probíhá mezi depolarizací síní a začátkem depolarizace komor doba trvání: od 0,12 do 0,2 s
kmit Q:	amplituda: od 0 až po 25 % hodnoty vlny R doba trvání: menší než 0,03 s
kmit R:	amplituda: až několik mV doba trvání: do 0,1 s
kmit S:	amplituda: 0 – 0,8 mV doba trvání: do 0,06 s
komplex QRS:	doba trvání: od 0,05 do 0,11s
úsek ST:	normální pokles nebo vzrůst oproti isoelektrické linii je 0,1 mV (od konce QRS komplexu po začátek vlny T)
vlna T:	amplituda: do 0,8 mV doba trvání: od 0,1 do 0,25 s
vlna U:	tato vlna se v EKG nemusí vyskytovat, protože její výskyt je závislý na nejrůznějších faktorech amplituda: do 0,1 mV. [2]

3.2 Předzpracování EKG signálu

Předzpracováním signálu je myšlen postup, kdy se za pomoci filtrů (v současné době spíše číslicových) snažíme zvýraznit z leckdy dosti zarušeného EKG signálu zmiňovaný QRS komplex. Hodnota vzorkovací frekvence těchto systémů je závislá na rychlosti zpracování. Tedy např. pro monitorovací systémy stačí vzorkovací frekvence 100 Hz, pro systémy používané pro tvarovou analýzu jsou to potom kmitočty vyšší, přibližně 250 – 500 Hz [4].

Lineární metody předzpracování

Při použití lineárního filtru pro detekci QRS komplexu není možné klást přesné požadavky na jeho funkci z důvodu nestacionárního šumu. Jelikož signál EKG obecně obsahuje minimum rušivých vlivů na kmitočtové oblasti 5 – 20 Hz [4] a QRS komplex dosahuje maxima přenášené energie v pásmu od 5 do 30 Hz, bude nejpříjemnější použít pásmovou propust, jejíž mezní frekvence jsou přibližně dány výše popsanými frekvenčními pásmy. Při použití číslicových filtrů se snažíme najít takový filtr, který by vzhledem k vysoké rychlosti filtrace neměl příliš složitý matematický výpočet.

Nelineární metody předzpracování

Činnost detektorů, založených na principu nelineárních metod, je závislá na apriorní informaci, týkající se počtu komplexů, jejich amplitudách, délkách trvání a okamžicích jejich výskytu. V praktických systémech jsou především používány diferenciátory splňující podmínky kladené na souhlasné filtry. Pro urychlení a zefektivnění se používají pro výpočty různé heuristické nelineární algoritmy.

Předzpracování pro syntaktické detektory

Syntaktické detektory pracují na principu určování okamžitého sklonu signálu neboli směrnice. Sklon se určuje po aproximaci signálu lomenou přímkou. Problémem těchto detektorů je určit správně krajní body aproximovaných úseků a samozřejmě také aproximační funkci. K zajištění správné aproximace se pro každý úsek počítá hodnota chyby a ta nesmí přesáhnout určitou mez. Výhodou této metody je, že aproximací zároveň odstraňujeme vysokofrekvenční šum obsažený v signálu.

3.3 Rozhodovací člen

Tyto členy v detektorech rozhodují na základě nejrůznějších kritérií o tom, jestli se QRS komplex v určité fázi EKG signálu vyskytl nebo ne. Zkoumaný signál můžeme sledovat z několik úhlů pohledu, z časového, amplitudového, tvarového a jiných.

Základní prahová kritéria

Jedním z nejjednodušších způsobů detekce QRS komplexu je porovnání některého z parametrů sledovaného EKG signálu s pevným prahem. Tato metoda je ovšem nevhodná pro měnící se signál, nebo signál podléhající neurčitému šumu, kterým EKG bezesporu je. Pro takové signály je potom nutné použít například plovoucí prahové kritérium. Nastavení správné hodnoty pevného prahu je dosti obtížné, protože malá hodnota prahu způsobuje vyšší citlivost detektoru na šum a vysoká hodnota prahu zase omezuje detektor v tom směru, že může některé QRS komplexy vynechat.

Pro zvýšení účinnosti detektoru se využívá kombinace několika rozhodovacích kritérií. Např. pevného prahového kritéria, strmostního kritéria a detekce maxima. Maximum funkce je v případě že překročíme prahovou hodnotu popsáno vztahem:

$$(x_i - x_{i-1}) \cdot (x_{i+1} - x_i) < 0, \quad [5] \quad (3.1)$$

kde x_i je hodnota i -tého vzorku detekovaného EKG signálu.

Překročením prahové hodnoty je v našem případě myšleno překročení úrovně prahu hodnotou aktuálního vzorku.

Adaptivní prahová kritéria

Jak již z názvu kritérií plyne, jedná se o určitá pohyblivá nebo přizpůsobující kritéria. Odstranění nedostatků předchozího typu rozhodovacího členu je zde možné provést dvěma způsoby. Můžeme podle dosavadního snímaného EKG signálu modifikovat prahovou hodnotu nebo signál zesilovat, abychom dosáhli pevné prahové hodnoty. Nevýhodou obou detekčních postupů je, že dochází k ovlivnění snímaného signálu. Výhodou ovšem je, že se tyto detektory dokáží snímanému signálu přizpůsobit velmi rychle.

Nesekvenční prahové algoritmy

Nesekvenční prahové algoritmy se využívají v případě, že jsme omezeni pouze určitou délkou snímaného signálu. V tomto případě využíváme pro rozhodování i délku intervalu RR. Pokud je délka tohoto intervalu příliš krátká, je možné, že jsme detekovali falešný QRS komplex, je-li naopak interval příliš dlouhý, nejspíše jsme nějaký QRS komplex vynechali. Tento postup nám tedy dává možnost použít na určitý interval vhodnější filtr pro detekci QRS komplexu.

Syntaktická rozhodovací pravidla

Tento rozhodovací postup je založen na prvotním zkoumání snímaného signálu člověkem a až posléze detekčním systémem. Výhodou je, že obsluha může přesněji určit interval, o kterém si myslí, že obsahuje QRS komplex, ovšem na úkor delšího průběhu detekce.

4 Rušení EKG signálu

Jak již bylo zmíněno, je EKG signál velmi náchylný na rušivé vlivy. Je tedy velmi důležité tyto rušivé zdroje správně analyzovat a poté jejich vliv na snímaný signál co nejdokonaleji omezit.

Rušení elektrovodné sítě

Rušivá složka elektrovodné sítě se nachází na kmitočtu 50 Hz. Rušivý signál na tomto kmitočtu se snažíme eliminovat již na vstupu měřicího přístroje EKG použitím pásmové zadrže pro kmitočet 50 Hz.

Kolísání nulové linie snímaného EKG signálu

Touto rušivou složkou je potřebné se zabývat pouze při přímém měření EKG signálu z těla pacienta. Vlivem nekvalitního připojení elektrod na pacienta, případně pohybem pacienta, dochází k navýšení přechodového odporu pacient-elektroda a tím tedy i k nárůstu úbytku napětí na tomto odporu. Toto rušení je možné eliminovat pomocí gelů, zaručujících dokonalé přilnutí elektrod na tělo pacienta, zkrácením přívodních kabelů a popřípadě jejich propletením.

Rušení vlivem činnosti svalů

Pokud nedokážeme zaručit to, že se pacient nebude během měření EKG hýbat, popřípadě jakkoliv namáhat plíce a jiné tělesné orgány, dojde k rušení EKG signálu myopotenciály neboli elektrickými projevy tkání, vzniklými elektrickou aktivitou svalů. Tyto aktivity se mohou vyskytnout v celé frekvenční oblasti snímaného signálu. Nejčastěji se ale projevují na frekvenci mezi 20 – 50 Hz.

Vliv rušivého magnetického pole

Ve vstupním obvodu EKG je vlivem elektromagnetické a kapacitní vazby vyvoláno rušivé napětí. Velikost tohoto napětí vyvolaného magnetickou indukcí je závislá při daném střídavém magnetickém poli na ploše smyčky, kterou tento magnetický tok prochází a na její orientaci v prostoru. Eliminace tohoto jevu spočívá v co největším zmenšení zmiňované plochy, čehož docílíme propletením svodových kabelů [2].

5 Filtrace

Signál si lze představit jako směsici harmonických složek. Úkolem filtrace je odstranění nebo omezení určitých harmonických složek zkoumaného signálu. Jelikož se tyto složky obvykle charakterizují ve frekvenční oblasti lze filtry jednoduše popsat dvěma frekvenčními charakteristikami a to amplitudovou a fázovou. Samotné filtry je možné vytvořit analogovým způsobem za použití analogových součástek nebo číslicovým způsobem, kdy je filtr prezentován například číslicovým mikroprocesorem a charakterizován například diferenční rovnicí. V současné době se více uplatňují číslicové filtry pro jejich jednodušší návrh.

5.1 Vzorkování signálu

Jednou z podmínek využití číslicových filtrů je převod spojitého signálu na signál číslicový, který si lze představit jako tok číselných hodnot měnících se po určitém časovém intervalu neboli periodě vzorkování. Délka tohoto intervalu hraje důležitou roli v přesnosti převodu spojitého signálu. Pokud by totiž vzorkovací perioda byla příliš dlouhá a spojitý signál by se rychle měnil, tak by došlo k tomu, že bychom jej převedli na číslicový pouze velmi hrubě. Jednou z hlavních podmínek vzorkování je dodržení Nyquistova teorému, který popisuje vztah mezi maximální frekvencí spojitého signálu a vzorkovací frekvencí:

$$f_{vz} = 2 \cdot f_{\max} . \quad (5.1)$$

5.2 Filtry s konečnou impulsní charakteristikou - FIR

Jedná se o číslicové filtry, které je možné jednoduše popsat N hodnotami impulsní charakteristiky:

$$h = [h_n], n \in \langle 0, N-1 \rangle . \quad [3] \quad (5.2)$$

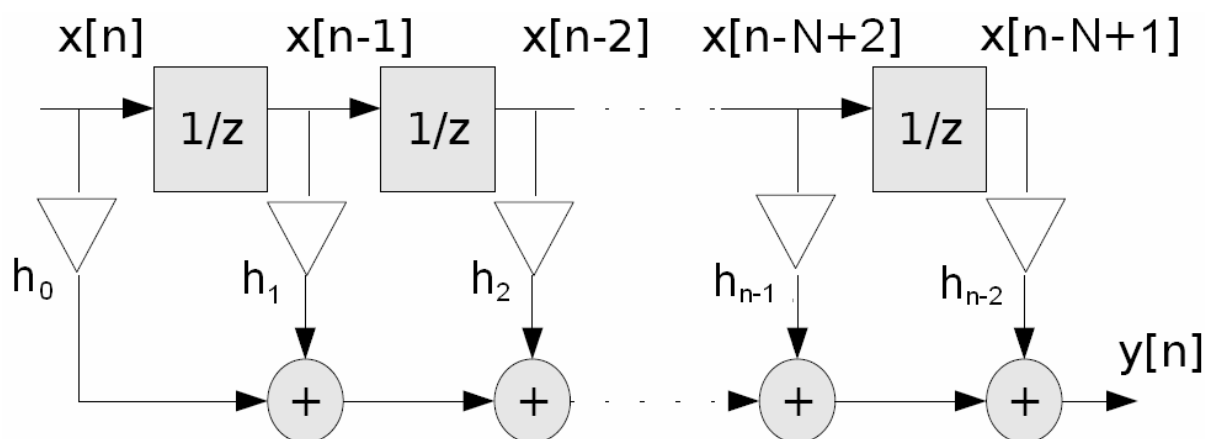
V případě postupného matematického dosazení vzorků jednotkového impulsu do diferenční rovnice filtru lze získat zmiňovanou impulsní charakteristiku. Tento postup lze provést i pomocí měření, kdy se jednotkový impuls přivede na vstup filtru a na výstupu získáváme opět impulsní charakteristiku. FIR filtry disponují touto podobou diferenční rovnice:

$$y_n = \sum_{k=0}^{N-1} x_{n-k} \cdot h_k . \quad [3] \quad (5.3)$$

Jejich značnou výhodou je stabilita a možnost získání lineární fázové charakteristiky v případě dodržení podmínky symetrické impulsní charakteristiky. Dalším zkoumáním bychom zjistili, že z lineárního průběhu fázové charakteristiky lze odvodit, že systém bude ovlivněn zpožděním, které bude úměrné rychlosti nárůstu fáze s rostoucí frekvencí. U systémů s lichým počtem vzorků impulsní charakteristiky bude zpoždění celistvým násobkem T. Hodnotu T můžeme definovat po dosazení Eulerova vztahu za z do přenosové rovnice filtru:

$$H(z) = \sum_{n=0}^{N-1} h_n \cdot z^{-n} , \quad z \rightarrow e^{j\omega T} . \quad [3] \quad (5.4)$$

Typická podoba FIR filtru je na obrázku 5.1.



Obr 5.1: Realizace FIR filtru

5.3 Filtry s nekonečnou impulsní charakteristikou – IIR

Nekonečná impulsní charakteristika je u IIR filtrů podmíněna vložení zpětné vazby do jejich diferenční rovnice:

$$y_n = \sum_{i=0}^r L_i x_{n-1} - \sum_{i=0}^m K_i y_{n-1} \quad (5.5)$$

kde L_i - koeficient v dopředné vazbě
 K_i - zpětnovazební koeficient
 r - počet zpoždění v dopředné části
 m - počet zpoždění ve zpětnovazební části. [3]

To činí tyto filtry rekurzivními. IIR filtry mají oproti FIR mnohem větší škálu použití kvůli možnosti přesouvání nulových bodů přenosové rovnice i do vnitřního prostoru jednotkové kružnice, která nám slouží k jednoduššímu zjištění chování filtru. Jelikož lze přesunout nulové body z pozice $z = n_i$ do pozice $1/n$ bez toho, aniž by došlo ke změně amplitudové frekvenční charakteristiky, můžeme ovlivňovat pouze fázovou charakteristiku a tedy vytvářet filtry, které nám nebudou měnit amplitudu ale pouze fázi. Dále můžeme tyto filtry využít pro vytvoření tzv. fázových korektorů, které nám udržují přenos roven jedné ale fázovou charakteristiku nám mění podle našich požadavků. Výhodou IIR filtrů je menší náročnost výpočtů během filtrace než u FIR filtrů. Nevýhodou ovšem je jejich poměrně obtížné nastavení, možnost vzniku nestabilního stavu filtru v případě špatného nastavení a nelineární fázová charakteristika. [3]

6 Práce v prostředí LabView

Během třech uplynulých semestrů, ve kterých tato práce vznikala bylo vytvořeno několik verzí detekčního programu. Jednotlivé verze se lišily hlavně ve způsobu prahování, čímž je myšlena jakási podpůrná funkce detekce R vlny.

První verze programu byla vytvořena na základě pevně přidělené prahové hodnoty. Tento fakt by byl ovšem pro uživatele dosti svazující a limitoval by ho při používání programu, protože by musel buď znát charakteristiku zpracovávaného signálu, nebo by musel po zapnutí programu zkusmo práh nastavovat až na hodnotu, kdy by se mu z vyobrazených průběhů zdálo, že je prahová hodnota efektivní a že opravdu dochází k detekci R vln. Proto vznikla další, konečná verze programu, která využívá k detekci R vlny plovoucí práh. Nastavování prahové hodnoty je zde prováděno v několika krocích. V první tzv. inicializační fázi je nastavena výchozí prahová hodnota, která je v další fázi měněna v závislosti na velikosti amplitudy R vlny.

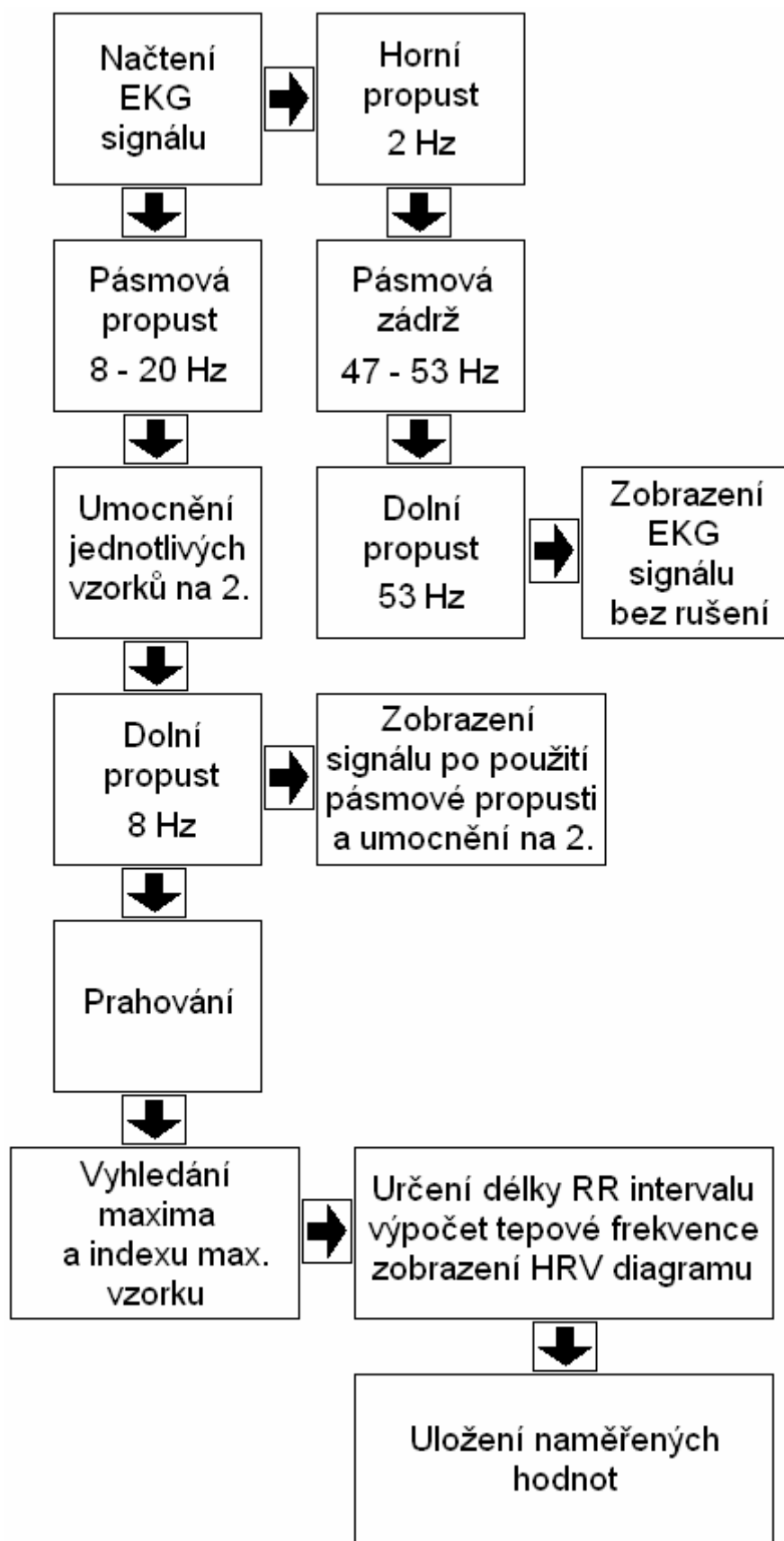
6.1 Funkce programu

V následující podkapitole bude vysvětlen princip programu. K popisu poslouží blokové schéma programu na obrázku 6.1.

Požadovaný signál je nejprve nutné načíst do programovacího prostředí LabView a upravit jej do takové podoby, aby bylo možné s ním bez potíží pracovat. Jedná se hlavně o převod dat z textového souboru, kde jsou prezentována jako textový řetězec, do číselného vyjádření. Takto převedená data nyní vystupují jako jednorozměrné pole číselných hodnot. Aby bylo možné s daty dále pracovat, a aby práce byla efektivní je nutné nastavit vzorkovací frekvenci, kterou byl načtený signál vzorkován. Ze vzorkovací frekvence lze odvodit vzorkovací periodu, neboli dobu mezi dvěma sousedními vzorky. Tato hodnota poslouží jako doplňková informace k pozdějšímu zobrazení signálu v reálném čase.

Než započne samotná detekce R vlny je nutné ze signálu odstranit případné rušivé složky (viz. Kapitola 4). To lze vyřešit použitím několika filtrů s možností přednastavení jejich mezních frekvencí. Takto upravený signál je nyní možné v reálném čase zobrazit a sledovat vliv použitých filtrů na tvar EKG křivky. Z vyobrazení je patrné, že R vlna je v EKG křivce dominantním útvarem. Protože je známo, že frekvenční obsah R vlny je přibližně 10 – 20 Hz je pro její detekci v programu použit filtr typu pásmová propust, který v EKG signálu vymezí zmíněné pásmo. Takto vzniklý signál je následně umocněn na 2. a opět zobrazen.

Detekce R vlny, neboli maxima v signálu vzniklém použitím pásmové propusti a umocněním (dále jen *špičkový signál*) je založena na tzv. *prahování*. Ze špičkového signálu jsou použity pouze ty vzorky, jejichž hodnota přesáhne hodnotu prahovou. Mezi tzv. nadprahovými vzorky se jednoduchým postupem najde maximum a index tohoto vzorku. Je tedy označeno maximum špičkového signálu, respektive R vlna v EKG signálu. Protože je měřena doba mezi sousedními R vlnami tzv. *RR interval*, lze vypočítat tepovou frekvenci, popřípadě další doplňkové hodnoty.

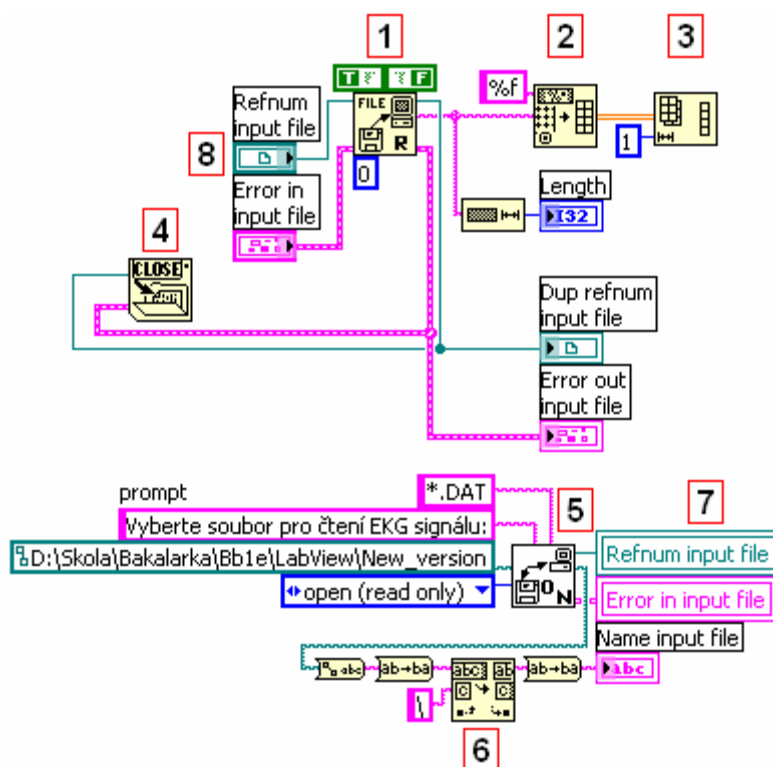


Obr.6.1: Zjednodušené blokové schéma programu pro detekci R vlny

6.2 Popis jednotlivých bloků programu

6.2.1 Načítání

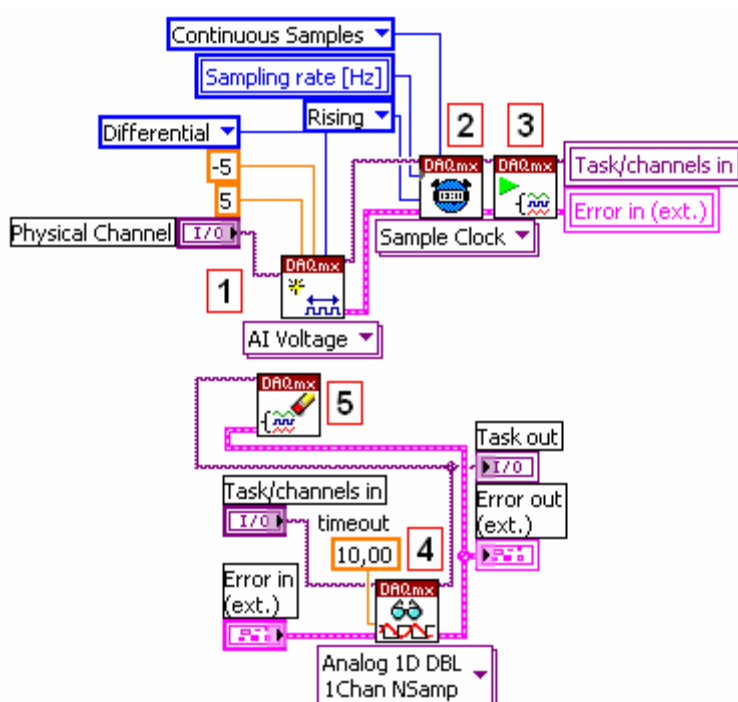
V současné podobě programu je uživateli umožněno, aby nastavil načítání signálu ze souboru nebo použil k načítání některé z externích zařízení. Tak jako tak je nutností zadání vzorkovací frekvence. U načítání ze souboru (tzv. *interní režim*) se jedná o frekvenci, kterou byl signál vzorkován a u externího signálu se jedná o frekvenci, kterou bude externí zařízení měřený signál vzorkovat. Samozřejmě by bylo jednodušší, kdyby program měřený signál převzorkoval na požadovanou frekvenci automaticky. Bohužel se ale během tvorby programu nepodařilo v LabView najít funkční blok, který by přesně splnil všechny požadavky na něj kladené. Jediný blok, který by požadavky svou činností nejvíce splňoval bohužel ke své správné činnosti potřeboval informaci jak o frekvenci, kterou byl signál vzorkován, tak o frekvenci, na kterou měl být převzorkován. Z tohoto důvodu se zdálo být výhodnější vytvořit v programu režim, ve kterém uživatel vzorkovací frekvenci nastaví. Určitě je to do jisté míry limitující, ale uživateli musí být informace o vzorkovací frekvenci měřeného signálu vždy známá, tudíž by s tímto postupem neměl být žádný problém.



Obr.6.2: Načítání signálu ze souboru

Jak si lze z obrázku 6.2 povšimnout, má každý blok v LabView obvykle nějaké vstupní a výstupní veličiny. Aby bylo možné pochopit funkci jednotlivých bloků je potřeba vysvětlit pojem lokální proměnná. Dvě lokální proměnné lze na obrázku 6.2 nalézt pod číslem 7. Na místo zobrazených proměnných si lze představit propojení mezi bodem 7 a 8. Aby se ale program nestal nepřehledným z hlediska mnoha propojovacích cest, používají se zmíněné lokální proměnné. Nejedná se tedy o nic jiného, než o jakýsi duplikát hodnoty. Hodnoty v lokální proměnné se mění úplně stejně, jakoby tam byla místo nich spojovací cesta. Blok číslo 1 obstarává samotné načtení ze souboru. Vstupní informace mu obstarává blok 5. Tento blok slouží

k vytvoření dotazu, který soubor se má otevřít. Navíc je možné omezit použití některých typů souboru. Je tedy patrné, že činnost tohoto bloku neprobíhá neustále, ale pouze pokud otevíráme nějaký soubor. Po načtení požadovaného souboru se přenesou informace o souboru k bloku 1 v podobě číselného kódu. V případě, že by nebylo z nějakého důvodu možné požadovaný soubor otevřít, dojde k vygenerování chybové informace a proces se přeruší. Jak již bylo výše zmíněno, je potřeba načtené textové řetězce převést na čísla. K tomu slouží blok 2. Písmeno *f* na jeho vstupu udává formát výsledného čísla. Zde se jedná o formát *float* neboli o čísla s plovoucí desetinnou čárkou. Blok 3 převádí vícerozměrné pole na pole jednorozměrné. Podobnou funkci jako blok 5 má blok 4. Tento blok ale obstarává uzavření souboru v případě ukončení práce s tímto souborem. Blok 6 slouží k vyhledání konkrétního znaku v řetězci znaků. Tímto by byl vysvětlen princip načítání hodnot ze souboru je možné se přesunout k načítání hodnot z externího měřicího zařízení.



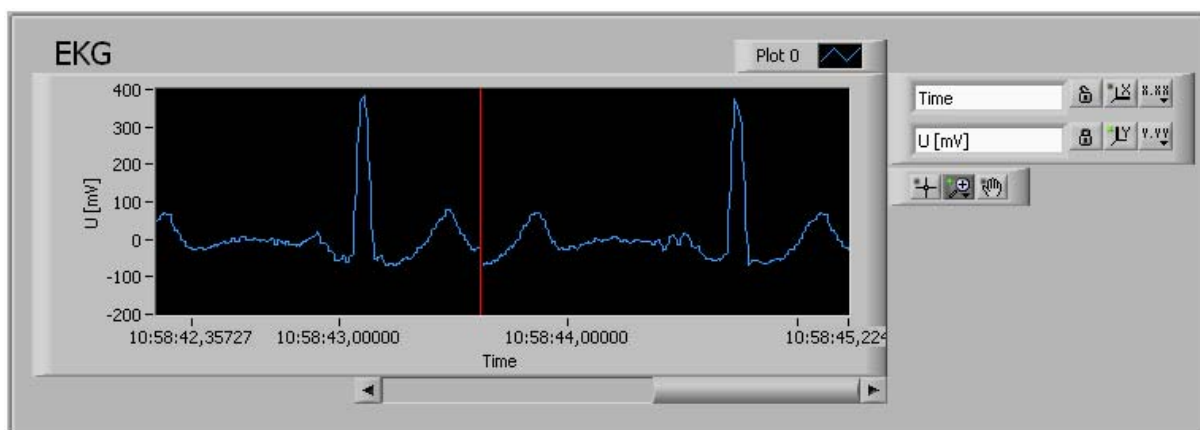
Obr. 6.3: Načítání hodnot z externího měřicího zařízení

Nyní bude vysvětlen princip načítání hodnot z externího měřicího zařízení podle obrázku 6.3. Opět si lze povšimnout, že stejně jako u načítání ze souboru je možno i zde najít tři hlavní části. Je to část inicializační, do které lze zahrnout bloky 1, 2 a 3, část koncová blok 5 a část měřicí blok 4. Blok 1 slouží k nastavení portů, na kterých má být měření prováděno, k nastavení režimu měření, mezních hodnot měření a k vytvoření měřicího kanálu. Blok 2 slouží k nastavení vzorkovacích hodin, neboli obsluhuje činnost vzorkování a blok 3 slouží jako spínač. Blok 4 snímá napětí z externího zařízení a převádí jej na jednorozměrné číselné pole. Vstupní hodnota *timeout* slouží ke zpoždění vstupních hodnot v případě, že se chce například mezi jednotlivými hodnotami vykonat nějaký úkon, který bude delšího trvání, než je nastavená vzorkovací perioda.

6.2.2 Filtrace

Jak již bylo zmíněno filtrace zaujímá v této práci dosti podstatnou úlohu. Filtrace je použito při odstranění rušivých vlivů z EKG signálu a při vymezení frekvenčního pásma, ve kterém by se měla nacházet R vlna. Charakteristiky jednotlivých použitých filtrů jsou v kapitole Přílohy.

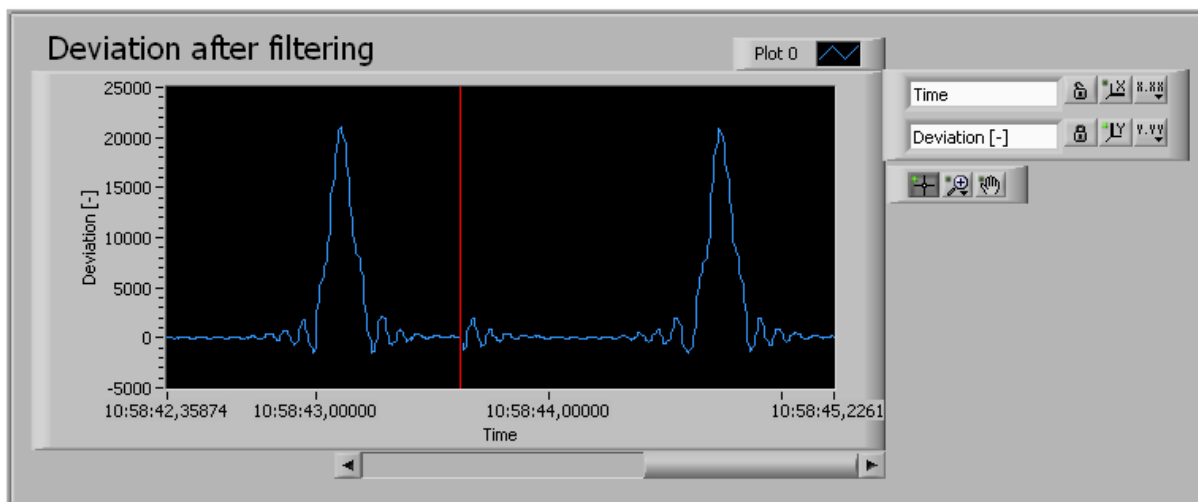
Nejprve je použita horní propust s mezní frekvencí 2 Hz k zamezení přenosu stejnosměrné složky (viz. Příloha č.1). Zmíněná hodnota mezní frekvence není dogmatická. Jedná se spíše o hodnotu, která se během několika testovacích cyklů zdála nejefektivnější. Je tedy ve filtru nastavena jako základní hodnota, ale uživatel ji podle svého usouzení může libovolně měnit. Obdobně je tomu i u ostatních použitých filtrů. Následujícím filtrem je vypínatelná pásmová zadrž (viz. Příloha č.2). Tento filtr je možné libovolně zapnout a slouží k odstranění rušení vlivem elektrovedné sítě. Jeho mezní frekvence jsou proto nastaveny na 47 a 53 Hz. Posledním filtrem před zobrazením nezarušeného EKG signálu je dolní propust použitá kvůli odstranění rušení vzniklého činností svalů (viz. Příloha č.3). Mezní frekvence je 53 Hz.



Obr. 6.4: EKG signál po použití filtrů

Samozřejmě je možné vznést námitku proti použití dvou filtrů, jejichž funkce se vzájemně překrývá, tím je myšlena zmíněná dolní propust a pásmová zadrž. Filtry jsou ale takto použity kvůli tomu, aby byla viditelná určitá změna při použití pásmové zadrž. Jinak by samozřejmě měla mít dolní propust zadržující rušení vlivem svalové aktivity nižší mezní frekvenci, přibližně 40 Hz. Jak již ale bylo zmíněno, nastavení filtrů je pro každý signál dosti specifické a uživatel může jejich nastavení měnit.

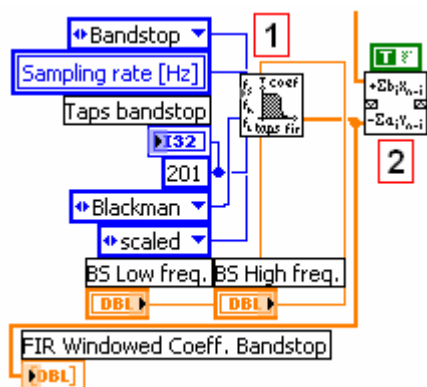
Další filtry, které jsou použity slouží již k vymezení frekvenčního pásma, ve kterém se vyskytuje R vlna. Jedná se přibližně o pásmo 10 až 20 Hz. K tomuto úkonu je použita pásmová propust s mezními frekvencemi 8 a 20 Hz (viz. Příloha č.4). Jelikož frekvence R vlny se příliš nemění, nemělo by být zapotřebí tyto hodnoty nějak výrazně měnit. Opakovaným zkoušením bylo zjištěno, že zmíněné nastavení je pro detekci nejvhodnější. V tento okamžik se tedy v EKG signálu nachází prakticky jen jedna špičková hodnota, kterou je zmíněná R vlna. Aby byla detekce jednodušší a přesnější je tento signál vzorek po vzorku umocněn na 2., což zajistí orientaci špičky v signálu do kladných hodnot a její zesílení. Signál je navíc ještě vyhlazen filtrem typu dolní propust s mezní frekvencí 20 Hz. Takto upravený signál je zobrazen na obrázku 6.5.



Obr. 6.5: Vymezené frekvenční pásmo R vlny (tzv. špičkový signál)

Jelikož došlo k zmiňovanému umocnění signálu nelze označit y-ovou osu grafu jako *Amplituda*. Proto bude příhodnější přidělení bezrozměrného pojmenování *Výchylka* (*Deviation*).

Jak je z obrázku 6.6 patrné, je v programu LabView filtrace prováděna pomocí dvou funkčních bloků.



Obr. 6.6: Filtrace signálu - filtr typu pásmová zádrž

První blok obsluhuje výpočet parametrů filtru. Podle typu filtru se nastavují příslušné mezní frekvence. V tomto případě se jedná o filtr typu pásmová zádrž, proto je nastavena horní i dolní mez. Dalšími parametry jsou vzorkovací frekvence, počet vzorků impulsní charakteristiky a typ vyhlazovacího okna. V programu bylo u všech filtrů použito 201 vzorků impulsní charakteristiky. Tato hodnota umožňuje i při velmi úzkých filtračních pásmech a vyšší vzorkovací frekvence dokonalé filtrování signálu. Prakticky u všech použitých filtrů, s výjimkou této pásmové zádrže, bylo pro vyhlazení použito Hanningova okna, které disponuje největší strmostí přechodu z maximální na minimální hodnotu přenosu a navíc nedochází ve zlomových bodech charakteristiky k téměř žádným nežádoucím záskokům.

Druhý blok v obrázku 6.6 vykonává filtraci příchozího signálu založenou na vypočtených parametrech filtru z předchozího funkčního bloku.

6.2.3 Prahování

Aby bylo možné objasnit princip prahování je nutné pochopit cyklování programu. Vytvořený program je založen na opakování smyčky *While*.



Obr. 6.7: Smyčka *While*

Při použití této smyčky se opakuje úkon v ní obsažený dokud nedojde k vypnutí pomocí bloku *stop* (č.2 v obrázku 6.7). V každém cyklu dochází k inkrementaci hodnoty indexu *i* (č.1 v obrázku 6.7), přičemž počáteční hodnota je 0. Z tohoto faktu vychází, že pokud jeho počáteční hodnotu změním z 0 na 1 lze tuto hodnotu přiřadit i pořadí zpracovávaných vzorků a pojmenovat ji tak přímo jako *index vzorku*. Proto není program při načítání a zpracování signálu řízen časem, ale právě zmíněnou hodnotou indexu vzorku. Je tedy možné, že se v této práci někdy vyskytne veličina, o které se bude mluvit jako o době trvání, ale vyjádřena bude ve vzorcích.

Jak již bylo zmíněno, hlavním krokem v detekci R vlny je tzv. prahování. Tímto pojmenováním je myšlen postup, kdy je hodnota jednotlivých příchozích vzorků špičkového signálu porovnávána s hodnotou prahovou.

V jedné z prvních verzí této práce byla prahová hodnota nastavována uživatelem. Jednalo se tedy o tzv. pevný detekční práh. Tento postup ale nebyl efektivní jak z časových důvodů, tak z důvodů nutnosti znalosti zkoumaného signálu. Proto byla vytvořena nová verze programu, která využívá tzv. *plovoucího prahu*. Plovoucí prahování je složeno ze dvou hlavních bloků. První blok lze také pojmenovat jako inicializační. Jeho úkolem je automatické nastavení prahové hodnoty. Princip je založen na zkoumání hodnot vzorků špičkového signálu po dobu trvání tzv. *prahovacího intervalu*. Délka tohoto intervalu je dána vztahem:

$$TI = 2 \cdot f_{vz} [\text{sample}], \quad (6.1)$$

kde TI - prahovací interval (trigger interval) vyjádřený ve vzorcích
 f_{vz} - vzorkovací frekvence

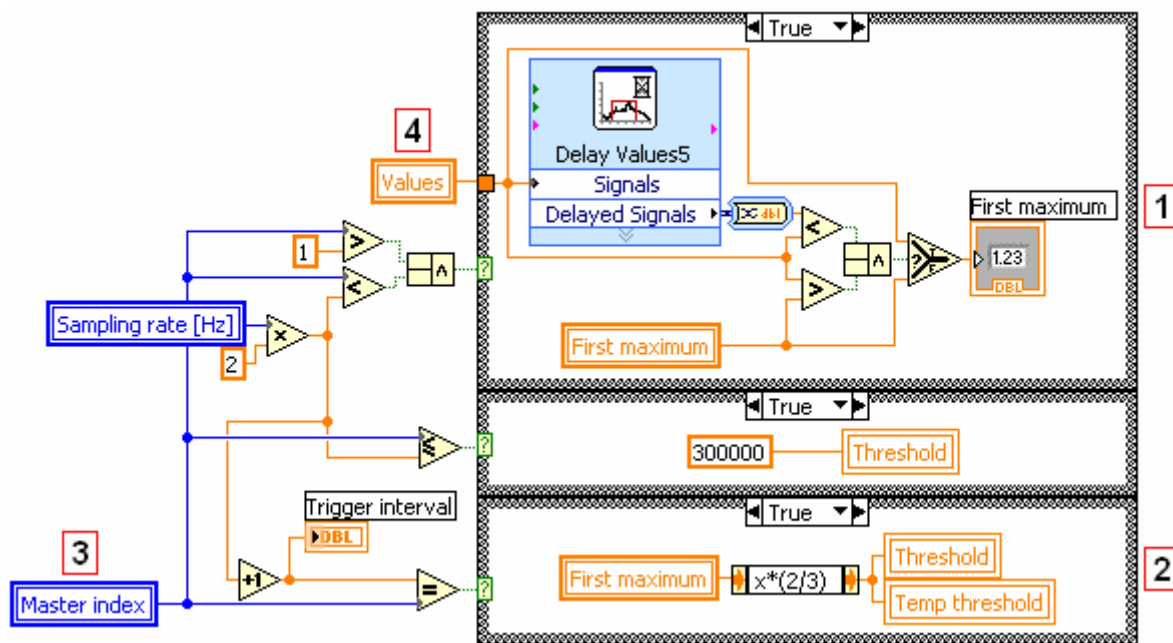
a jak ze vzorce vychází doba trvání je 2 s. Dvojnásobek vzorkovací frekvence ve výpočtu byl použit na základě toho, že délka trvání jedné periody EKG je obvykle $<1\text{s}$. Během tohoto intervalu se hledá v prvních dvou periodách špičkového signálu maximální hodnota. V ideálním případě, kdy by byla tepová frekvence 60 t/min a začátek inicializačního procesu by se shodoval s počátkem P vlny EKG, budou zjištěna dvě maxima. Použitá funkce ale vybere pouze hodnotu vyšší. To není žádnou chybou. Ba naopak to výpočet zpřesní.

Pro výpočet přesné prahové hodnoty je použito vzorce:

$$HP = \frac{2}{3} \cdot PM \quad [-], \quad (6.2)$$

kde HP - prahová hodnota
 PM - hodnota prvního maxima.

Způsob naprogramování popsaného postupu je uveden na následujícím obrázku,



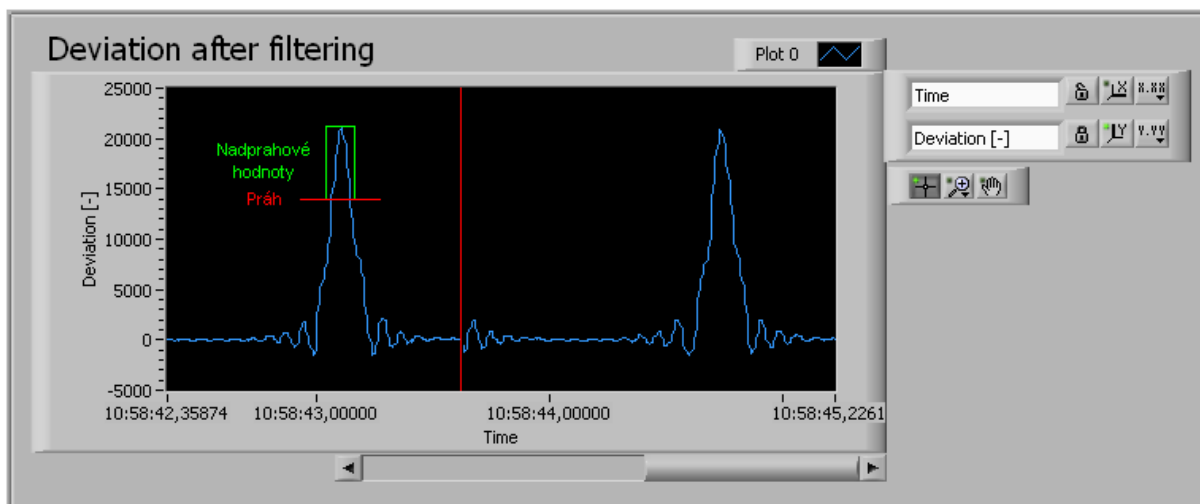
Obr. 6.8: Způsob získání první prahové hodnoty

kde č.1 - vyhledání prvního maxima
 č.2 - nastavení prahové hodnoty
 č.3 - index vzorku
 č.4 - hodnota i-tého vzorku.

Druhý zmíněný blok týkající se prahování je určen pro nastavení prahové hodnoty během měření. To je nutné z důvodu možnosti proměnné výchylky špičkového signálu v čase. Jedná se o funkci, která průměruje poslední tři prahové hodnoty a výsledek násobí dvěma třetinami. Takto vzniklá hodnota je využita pro detekci další nadcházející R vlny.

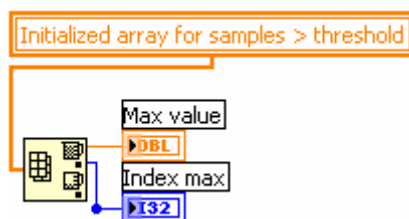
6.2.4 Určení maxima

V okamžiku, kdy hodnota špičkového signálu vzroste nad úroveň prahu je spuštěna funkce ukládání hodnot. Nadprahové hodnoty jsou uloženy do proměnné, která vystupuje jako jednorozměrné pole s proměnnou délkou. Postup popisuje následující obrázek:



Obr. 6.9: Špičkový signál s vyznačenou prahovou hodnotou

V tomto poli hodnot je následně v době, kdy klesne špičkový signál pod práh vyhledáno maximum pomocí bloku na obrázku 6.10.



Obr.6.10: Vyhledání maximální hodnoty

Na vstup tohoto funkčního bloku je připojeno pole nadprahových hodnot a na výstupu získáme maximální hodnotu a index příslušného vzorku, ovšem pouze ve zmíněném poli. Tento index je tedy následně nutné přepočítat na index vzorku celého zkoumaného špičkového signálu. Problémem při použití tohoto bloku je ovšem princip na kterém vyhledání maxima funguje. Program totiž maximum hledá na základě seskládání hodnot od minimální po maximální. Tento fakt vnáší do detekce R vlny určité zpoždění mezi maximem v EKG a maximem ve špičkovém signálu, které je závislé na vzorkovací frekvenci a použité prahové hodnotě:

$$\tau \cong \frac{\text{pocet nadprahových vzorků}}{2} \cdot \frac{1}{f_{vz}} \quad [\text{s}] \quad (6.3)$$

Obvykle je při vzorkovací frekvenci 250 Hz maximum určováno přibližně z 20 hodnot. Z toho vychází, že zmíněné zpoždění má hodnotu $\tau \cong 0,04$ s a bude tím nižší, čím menší bude počet nadprahových hodnot.

Zmíněný postup je určitě nejcitlivějším místem programu v důsledku detekce falešného maxima. Falešné maximum by mohlo být detekováno tehdy, když špičkový signál bude mít klesající podobu ještě před nabytím svého opravdového maxima. Jak již ale bylo zmíněno, k zamezení tohoto případu je využita vyhlazovací dolní propust. Použití tohoto filtru vnáší do měření určitou časovou nepřesnost v podobě rozdílu mezi časem R vlny v EKG a časem maxima ve špičkovém signálu. Jedná se ovšem o minimální odchylku v přirovnání k délce RR intervalu.

6.2.5 Zpracování naměřených hodnot

Jelikož byl při detekci maxima určen i příslušný index vzorku, lze pomocí této hodnoty určit několik dalších parametrů, které nám zkoumaný EKG signál napomohou blíže popsat.

RR interval

Délka RR intervalu je řídicí hodnotou v popisu srdeční činnosti. Analýza RR intervalů je vysoce citlivou metodou, která umožňuje posoudit prepatologické stavy onemocnění kardiovaskulárního systému a poruch vegetativních regulací.

V případě, že se od indexu vzorku posledního maxima odečte index vzorku maxima minulého, získá se hodnota R-R intervalu, neboli vzdálenost mezi R vlnami. Protože je vyjádřena ve vzorcích je dobré ji vynásobit převrácenou hodnotou vzorkovací frekvence a získat tak hodnotu RR intervalu v sekundách.

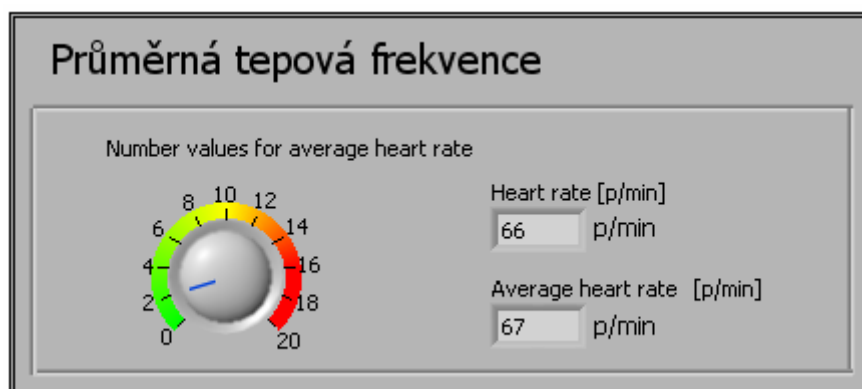
Jedním z dalších parametrů, který se ve spojení s RR intervalem sleduje během měření EKG je jeho minimální a maximální hodnota, respektive rozdíl těchto hodnot. Tento parametr může popsat u pacienta stav námahy, uvolnění, spánku atd.

Tepová frekvence

Za předpokladu znalosti RR intervalu je možné určit tepovou frekvenci jednoduchým výpočtem:

$$TF = \frac{60}{\text{RR interval}[s]} \quad [\text{t/min}] \quad (6.4)$$

Toto vyjádření ale bohužel není příliš vhodné, protože hodnota RR intervalu není nikdy stálá. Docházelo by tedy k neustálému měnění tepové frekvence přibližně o ± 1 t/min. Z toho důvodu se často vytváří průměr z několika posledních naměřených hodnot. K této funkci je v programu vytvořen přepínač, pomocí kterého si uživatel jednoduše nastaví, z kolika posledních hodnot bude průměrná tepová frekvence počítána.



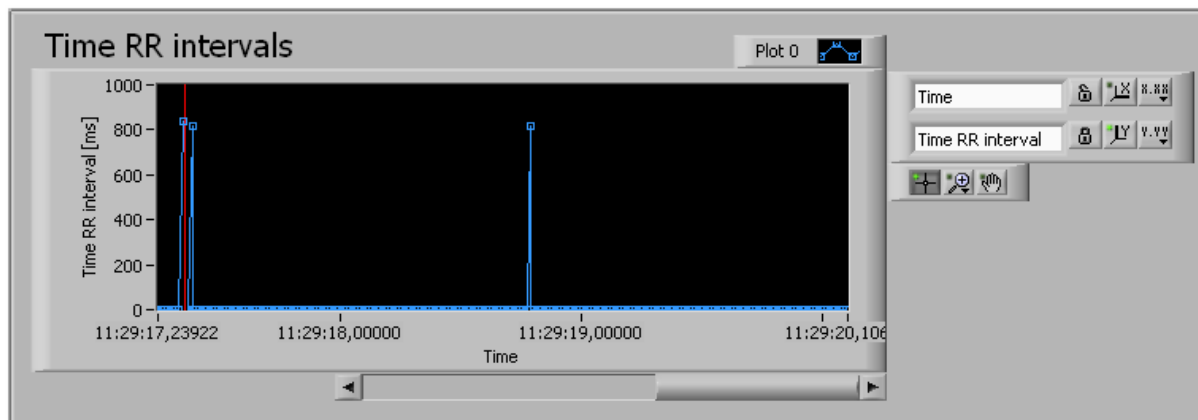
Obr.6.11: Průměrná tepová frekvence

HRV (Heart Rate Variability) diagram

Rozvoj srdečních chorob v posledních desetiletích vedl vědce k tomu, aby se nastolily určité standardy, pomocí kterých by se jednotlivé choroby daly jednoduše detekovat a definovat. Problémem ovšem bylo, pomocí kterého parametru choroby třídit. Proto byl zaveden index HRV, který popisuje variabilitu srdečního rytmu.

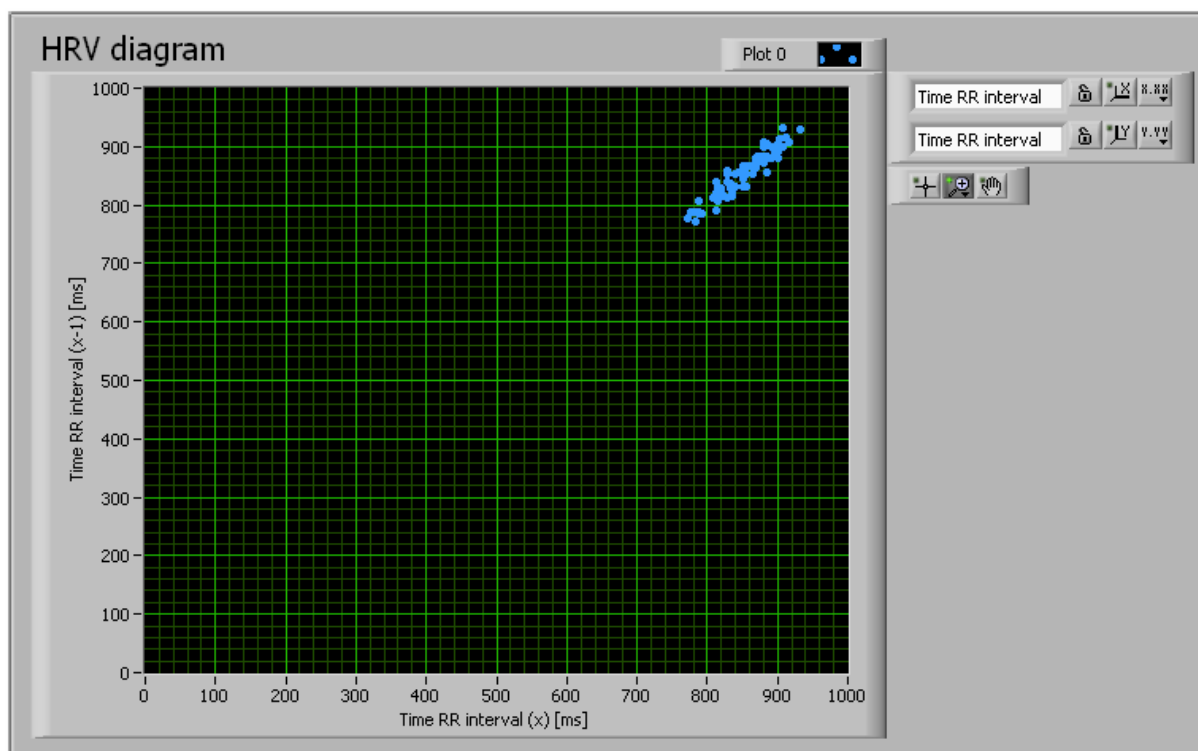
Tento index je možné sledovat v časové nebo frekvenční oblasti. Ke konkrétnímu vyjádření slouží různé metody popisu: statistická, geometrická, aj.

V této práci bylo využito popsání HRV v časové oblasti s následným geometrickým popisem, protože jednoduše a názorně vystihuje proměnlivost srdečního rytmu.



Obr. 6.12: Popis variability srdečního rytmu v časové oblasti (délka trvání RR intervalů)

Na obrázku 6.12 je časový záznam délky trvání RR intervalů. Na x-ové ose je vynesena reálný čas a na y-ové délka RR intervalů v milisekundách. Jednotlivé impulsy, které lze na obrázku sledovat jsou vykreslovány v okamžik příchodu R vlny. Z tohoto zobrazení ovšem není patrná změna délky RR intervalů, protože impulsy jsou vynášeny příliš daleko od sebe. Proto bylo zvoleno přehlednější geometrické zobrazení.



Obr. 6.13: Geometrický popis délek RR intervalů

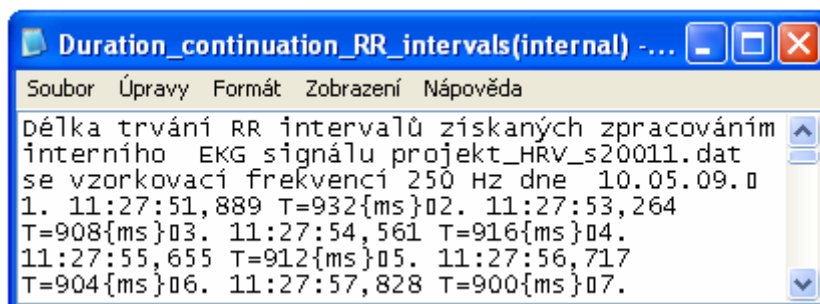
Při tomto způsobu popisu jsou délky RR intervalů brány jako proměnná typu pole, tudíž se dá využít i vzorků zpožděných, neboli starších. Na x-ovou osu se vynáší délka RR intervalu s indexem i a na y-ovou s indexem $i-1$. Z tohoto faktu plyne, že v ideálním případě, kdy by délky RR intervalů byly shodné, by na grafu měl být pozorován pouze jeden bod. Tenhle stav ale nikdy nenastává. Obvykle se jedná o množinu bodů, jejichž obálka by se dala vyjádřit pomocí rovnice elipsy. Tvar vzniklé elipsy potom popisuje vývoj délky RR intervalu v čase. V případě podlouhlé elipsy lze konstatovat, že byl zaznamenán velký rozdíl mezi minimální a maximální délkou trvání RR intervalů. Pro případ, kdy se elipsa svým tvarem blíží spíše kružnici je tomu naopak, tedy rozdíl je minimální. Dalším parametrem, který se z tohoto zobrazení dá sledovat je hustota bodů, respektive vzdálenost mezi nimi. Tento parametr může vypovídat o určitých abnormalitách srdečního rytmu. Za abnormální je RR interval považován tehdy, pokud je jeho odchylka od průměrné délky RR intervalu větší než 20 % [9]. Průměrné hodnoty je obvykle počítána z předešlých RR intervalů.

Jak je z obrázku 6.12 a jeho popisu patrné, měl by být rozdíl reálných časů vynesení sousedních impulsů roven délce trvání příslušného RR intervalu. Bohužel tomu tak ale není. Vzniklá odchylka je způsobena poměrně složitým způsobem zpracování EKG signálu, který ovšem nejde zabezpečit jinou metodou. Jak bude dále vysvětleno, není odchylka obou hodnot chybou. Pro zamezení mystifikace nepřesným vyjádřením by se osa x na obrázku mohla vyjádřit pomocí relativního času nebo ještě lépe, kdyby graf byl pouze jakýsi bezrozměrný rozvoj sledované veličiny. Pro konkrétnější popis byl nakonec ose x ponechán reálný čas.

Vytvořený program byl otestován propojením s generátorem EKG [10], který byl vytvořen studentkou Petrou Podlipnou v rámci její bakalářské práce taktéž v LabView. Během tohoto testu bylo zjištěno, že detekce pomocí tohoto programu probíhá bez větších potíží. Jediným problémem během testu byla nedokonalost počítačového vybavení, které bohužel neodpovídalo nárokům programovacího prostředí LabView. Tento fakt se podepsal odchylkou mezi hodnotou tepové frekvence na straně generátoru a na straně detektoru. Detektorem sledovaná tepová frekvence měřeného EKG signálu byla přibližně o 3 t/min nižší, než na straně generátoru.

6.2.6 Uložení naměřených hodnot

Vytvořený program podporuje i ukládání naměřených dat. Během detekce se průběžně ukládají hodnoty RR intervalů. Jak již bylo řečeno, právě tento parametr je pro popis vývoje EKG v čase nejvýstižnější. Hodnoty jsou ukládány do souboru typu .txt, tudíž by neměl při jejich dalším následném zpracování nastat žádný problém. Data jsou ukládána v následujícím pořadí.



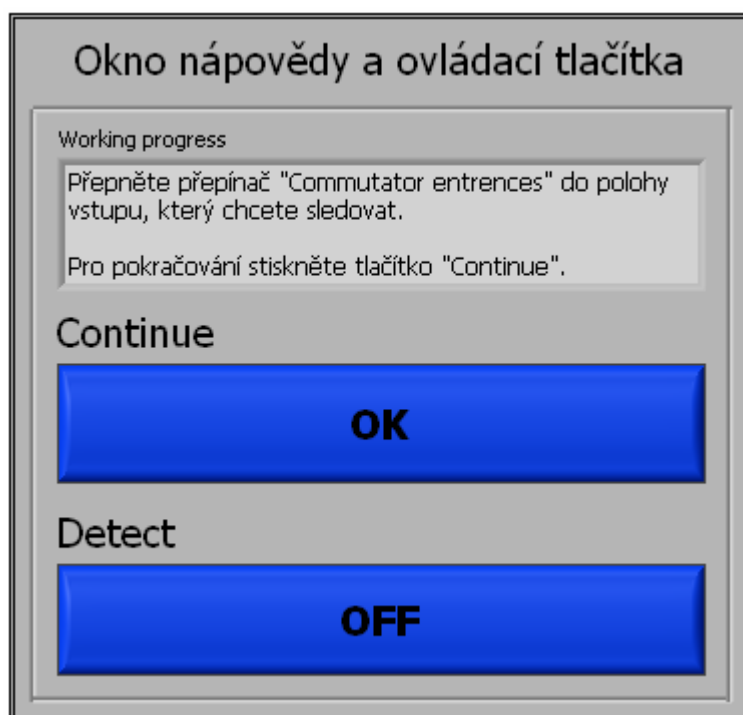
Obr.6.14: Formát ukládaných dat

Nejprve jsou do hlavičky souboru uložena definiční data týkající se zdroje měřeného signálu a způsobu zpracování. Následují již samotné měřené hodnoty RR intervalů. Ty jsou pro zjednodušení zpětného načtení do LabView ukládány vždy s pořadovým číslem a každá hodnota je uložena na nový řádek.

6.3 Ovládání programu

Ačkoliv ovládání programu není nikterak složité, bude nyní uvedeno, jak se v programu orientovat a jak jej uvést do provozu.

Po otevření programu se uživatel musí přepnout na hlavní okno programu označené jako *.vi Front Panel*. Zde najde v záhlaví šipku s označením *Run*, kterou se celý program uvede do provozu. Poté již stačí sledovat *Okno nápovědy*, kde se krok po kroku uživatel dozví, co má v patřičnou chvíli učinit.



Obr. 6.15: Okno nápovědy

Uživatel bude nejprve dotázán, na kterém vstupu chce měřený signál sledovat. V případě volby interního vstupu bude vyzván k výběru signálu pro detekci a následně k nastavení vzorkovací frekvence tohoto signálu. Posledním úkolem uživatele před spuštěním bude určení místa uložení výstupních dat. Poté se již zobrazí vybraný signál a signál špičkový. Samotná detekce započne až po stisknutí tlačítka *Detect*. Tento krok byl proveden z důvodu, aby případné nastavení parametrů filtrů neovlivňovalo samotnou detekci.

6.4 Problémy vzniklé během tvorby programu

Za největší problém, který vznikl během vytvoření tohoto programu by se dalo označit připojení externí měřicí karty, pomocí níž se do programu přivádí externí signál. Pro vytvoření komunikace mezi programem a externím zařízením se musí využít speciální funkční bloky označené jako *DAQmx*. Tyto bloky ale standardní

instalace programu LabView neobsahuje. Je tedy nutné je zpětně doinstalovat. Samotné doinstalování se ale také neobejde bez problémů. Při instalaci potřebných funkčních bloků totiž musí být k počítači připojena ona zmíněná externí měřicí karta. Další problémy již ale s měřicí kartou nejsou.

7 Závěr

V první fázi této bakalářské práce byl vymyšlen samotný postup detekce. Tento postup se skládal z načtení signálu, filtrace a zjištění maxima. Výběr vhodné metody pro detekci maxima byl ale dosti problematický. V prvních verzích programu bylo využíváno nasazení okna na zpracováváný signál. Délka tohoto okna byla přibližně 1 s. Tento postup byl ale nepřesný a nedokonalý. Bylo tedy nutné zmenšit délku nasazovaného okna. K tomu posloužilo využití metody prahování. Použitím této metody se dosáhlo vytyčení menšího počtu vzorků pro detekci maxima a navíc počet těchto vzorků mohl být pro každé maximum odlišný. K následnému výběru vzorku s maximální hodnotou bylo využito funkčního bloku, který porovnává hodnoty příchozích vzorků a skládá je podle velikosti od nejmenšího po největší. Tento vytvořený program se zdál z hlediska detekce maxima za ideální.

V dalších fázích byl zmíněný postup zdokonalován. Prvním zdokonalením bylo využití více filtrů pro zamezení rušivých vlivů a také pro lepší separaci frekvenčního pásma obsahujícího R vlnu. Do programu byly zakomponovány filtry pro zamezení rušení elektrovodnou sítí a svalovou aktivitou a také filtr typu dolní propust pro vyhlazení separovaného signálu. Testováním programu jinými měřenými signály bylo zjištěno, že metoda pevného prahu je nedokonalá a omezuje uživatele. Proto bylo dalším krokem zdokonalení přizpůsobení prahovací hodnoty okamžité podobě signálu. Přizpůsobení bylo provedeno pomocí metody plovoucího prahu, která je založena na výpočtu prahovací hodnoty z několika posledních detekovaných maxim. Použití této metody je ale limitováno nutností nastavení první prahové hodnoty, která je samozřejmě pro každý zpracováváný signál odlišná. Tento problém byl vyřešen pomocí inicializačního režimu, během kterého se v prvních 2 s zpracováváného signálu zjistí jeho maximum, které následně poslouží k výpočtu první prahové hodnoty.

Pomocí takto vytvořeného detektoru R vlny se následně zjišťuje délka RR intervalu, která slouží k popisu podoby zpracováváného signálu. V programu byly vytvořeny dvě grafické charakteristiky popisující vývoj RR intervalu v čase a navíc funkce, která hodnotu RR intervalu ukládá do samostatného souboru.

Poslední fáze této práce se zabývala vytvořením režimu zpracování externího měřeného signálu. K měření tohoto signálu posloužily externí měřící karty připojované k počítači pomocí USB rozhraní. Zpracování externího signálu bylo možné zajistit pomocí vytvořeného detekčního postupu. Do programu tedy byly pouze doplněny funkce zabezpečující načtení hodnot z měřící karty do prostředí LabView a ovládací prvky pro nastavení vstupu a režimu zpracování.

Vytvořený program byl otestován za pomoci generátoru EKG [10] pod dohledem vedoucího projektu. Při tomto testu byla otestována detekce R vlny na externím měřeném signálu i na signálu interním a všechny ovládací funkce. Během testu nebyly detekovány žádné chyby, pouze došlo k mírné odchylce mezi hodnotou tepové frekvence na straně generátoru a detektoru, která byla přibližně 3 t/min. Tato chyba byla nejspíše způsobena proměnnou délkou zpoždění τ (viz. kapitola 6.2.4) mezi maximem R vlny a maximem špičkového signálu. Další možností, vzniku této odchylky ale mohla být také nedostatečnost výkonu počítačového vybavení použitého při testu.

Ve vypracovaném programu by bylo možné udělat několik drobných vylepšení, které by mohly vést k jeho zdokonalení a zrychlení. Nejdůležitějším krokem zdokonalení programu by bylo jeho přeprogramování v jedné z nových verzí

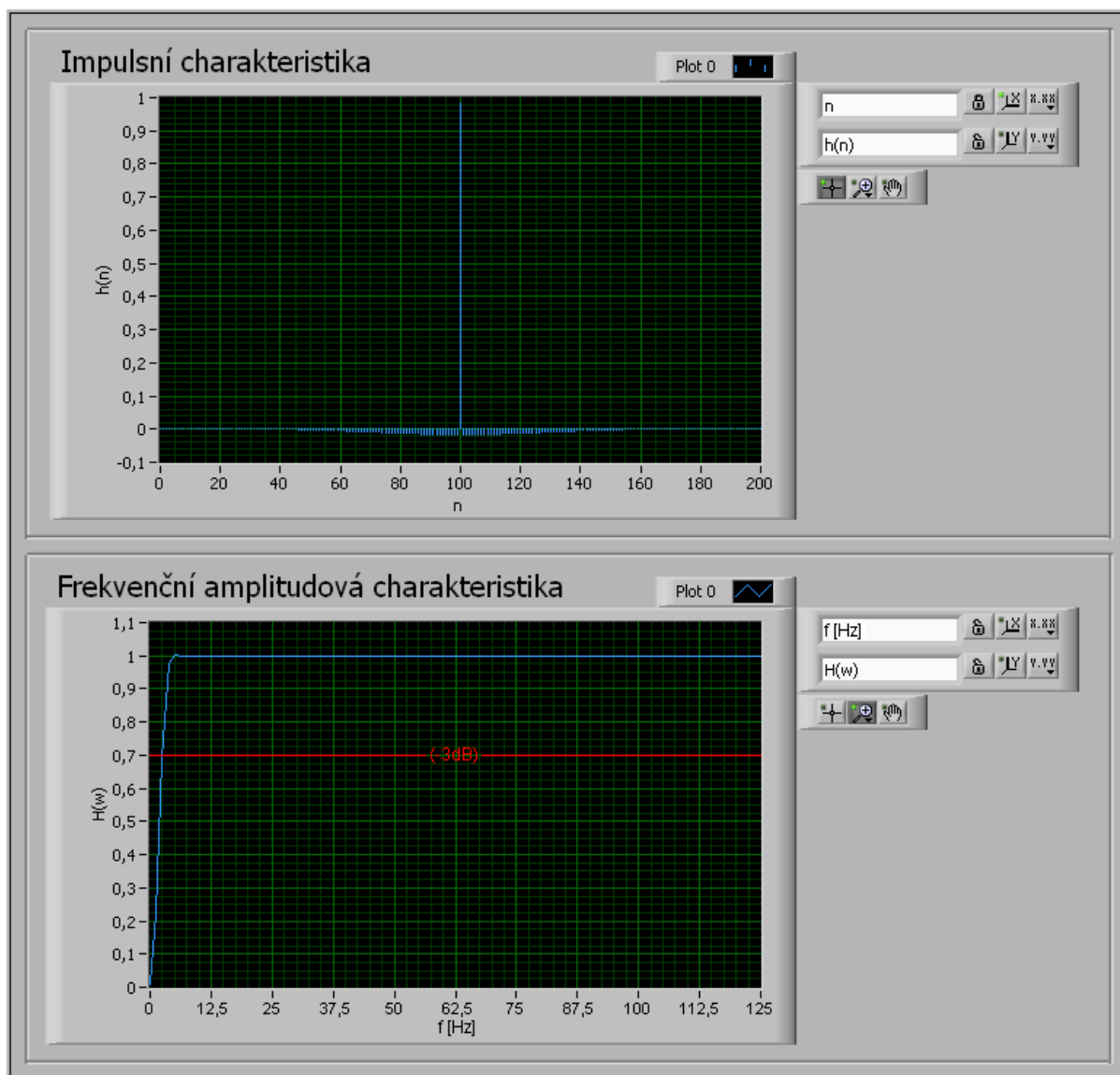
programu LabView. Nové verze totiž obsahují zdokonalené funkční bloky, pomocí nichž by se například dalo vyřešit problém s převzorkováním signálu. Nastavení vzorkovací frekvence uživatelem totiž prodlužuje dobu před spuštěním samotné detekce R vlny. Dalším možným zlepšením by mohlo být využití jiné filtrační metody, např. metody kumulace. Touto metodou by se mohlo dosáhnout zamezení zpoždění vznikajícího použitím číslicových filtrů. Posledním postupem, který by bylo možné zdokonalit by mohl být detekce maxima ve špičkovém signálu. Zpřesnění tohoto postupu by mohlo být provedeno za pomoci kombinace několika detekčních pravidel.

8 Seznam použitých zdrojů

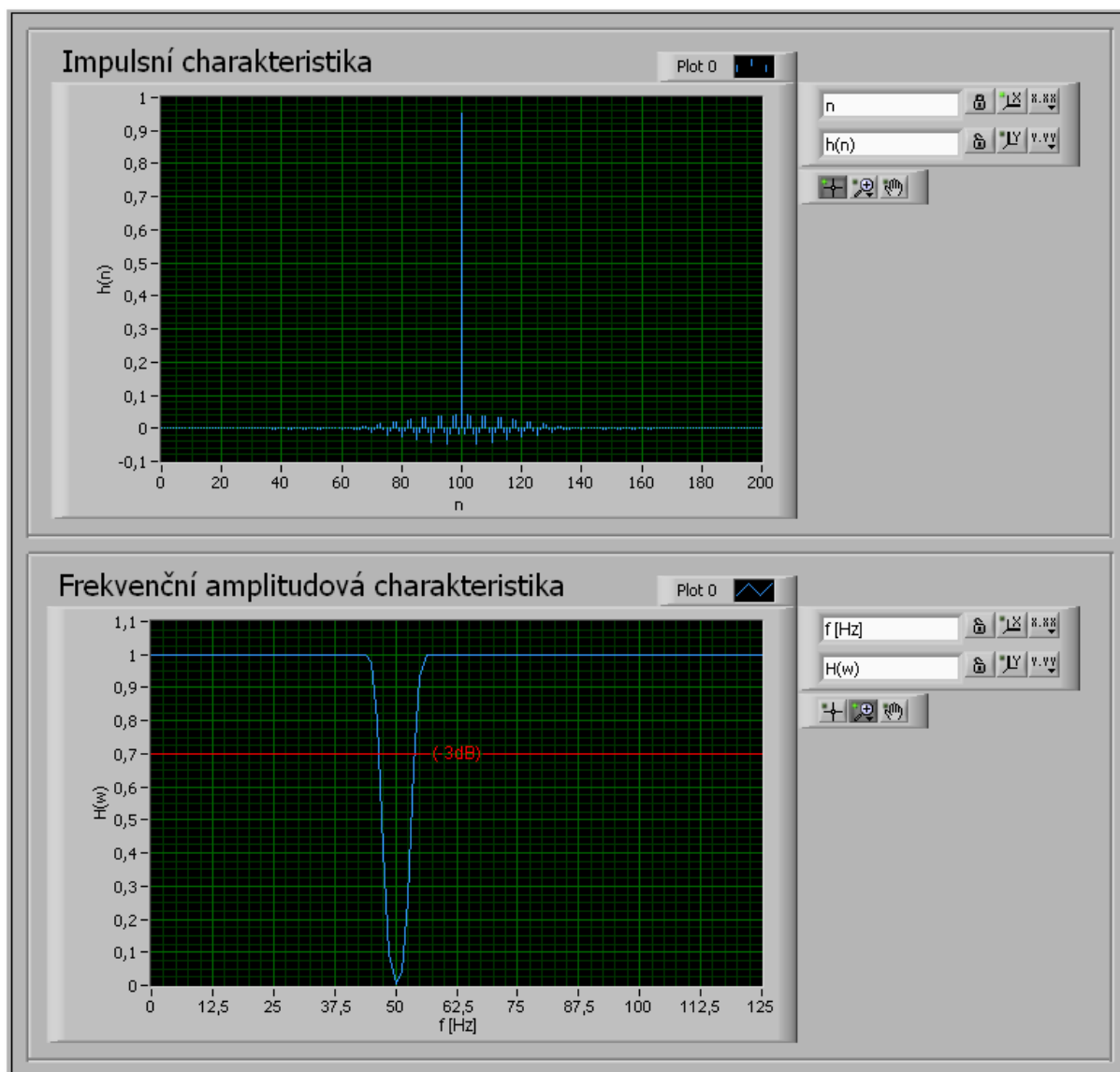
- [1] BIČIŠTĚ, Jan. *Biofyzika*. Brno, 1996. 100s.
- [2] FUKALA, Luděk. *Lékařská přístrojová technika*. Brno. 94s.
- [3] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upravené a rozšířené vydání, brož. Brno : VUTIUM, 2002. 427 s. ISBN 80-214-2911-9.
- [4] HOLČÍK, Jiří. Detekce komplexu QRS (část I. – předzpracování). *Lékař a technika*, 1989, roč.20, č.6, s.121-127.
- [5] HOLČÍK, Jiří. Detekce komplexu QRS (část II. – Rozhodovací člen). *Lékař a technika*, 1990, roč.21, č.1, s.2-5.
- [6] HOLČÍK, Jiří, KOZUMPLÍK, Jiří. Detektory komplexu QRS pro zařízení ke zpracování biomagnetických signálů srdce. *Lékař a technika*, 1991, roč.22, č.5-6, s.88-93.
- [7] Nature Inspired Technology Group. *The Heart* [online]. [cit. 2007-04-15]. Dostupné z [www](http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/Prednasky2005/X33BMI_Prezentace_EKG.pdf): <http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/Prednasky2005/X33BMI_Prezentace_EKG.pdf>.
- [8] *EKG – Elektrokardiografie, vznik a měření signálů* [online]. [cit. 2007-05-04]. Dostupné z [www](http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/cviceni_3_EKG_pozn.pdf): <http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/cviceni_3_EKG_pozn.pdf>.
- [9] American Heart Association – Learn and Live. *Heart Rate Variability* [online]. [cit. 2009-05-10]. Dostupné z [www](http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/93/5/1043): <<http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/93/5/1043>>.
- [10] PODLIPNÁ, P. *Generátor EKG signálu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 32 s., 3 s. příloh. Bakalářská práce. Vedoucí práce Ing. Vratislav Harabiš.

9 Přílohy

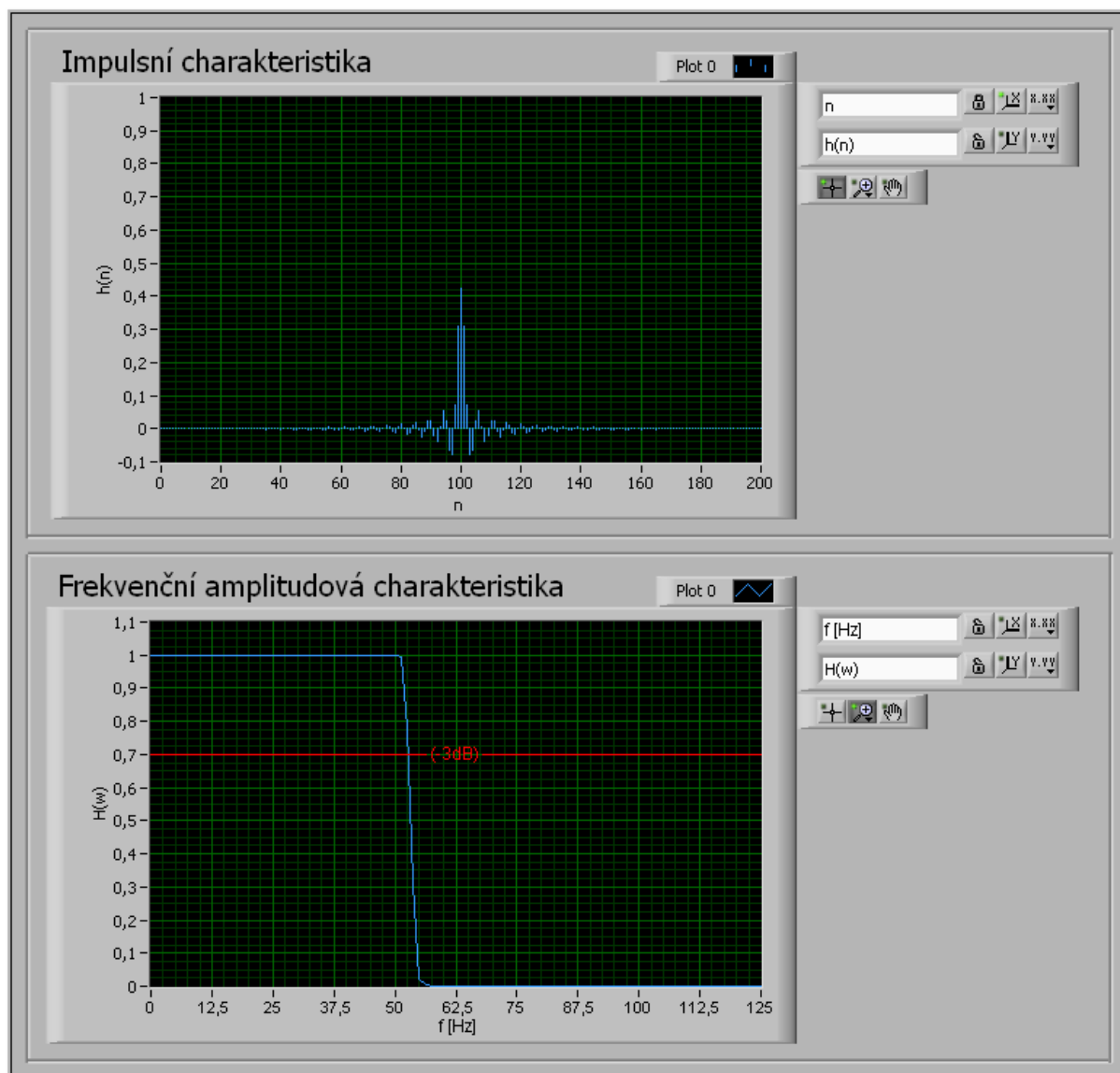
Příloha č.1 - Charakteristiky filtru typu horní propust pro vzorkovací frekvenci 250 Hz.



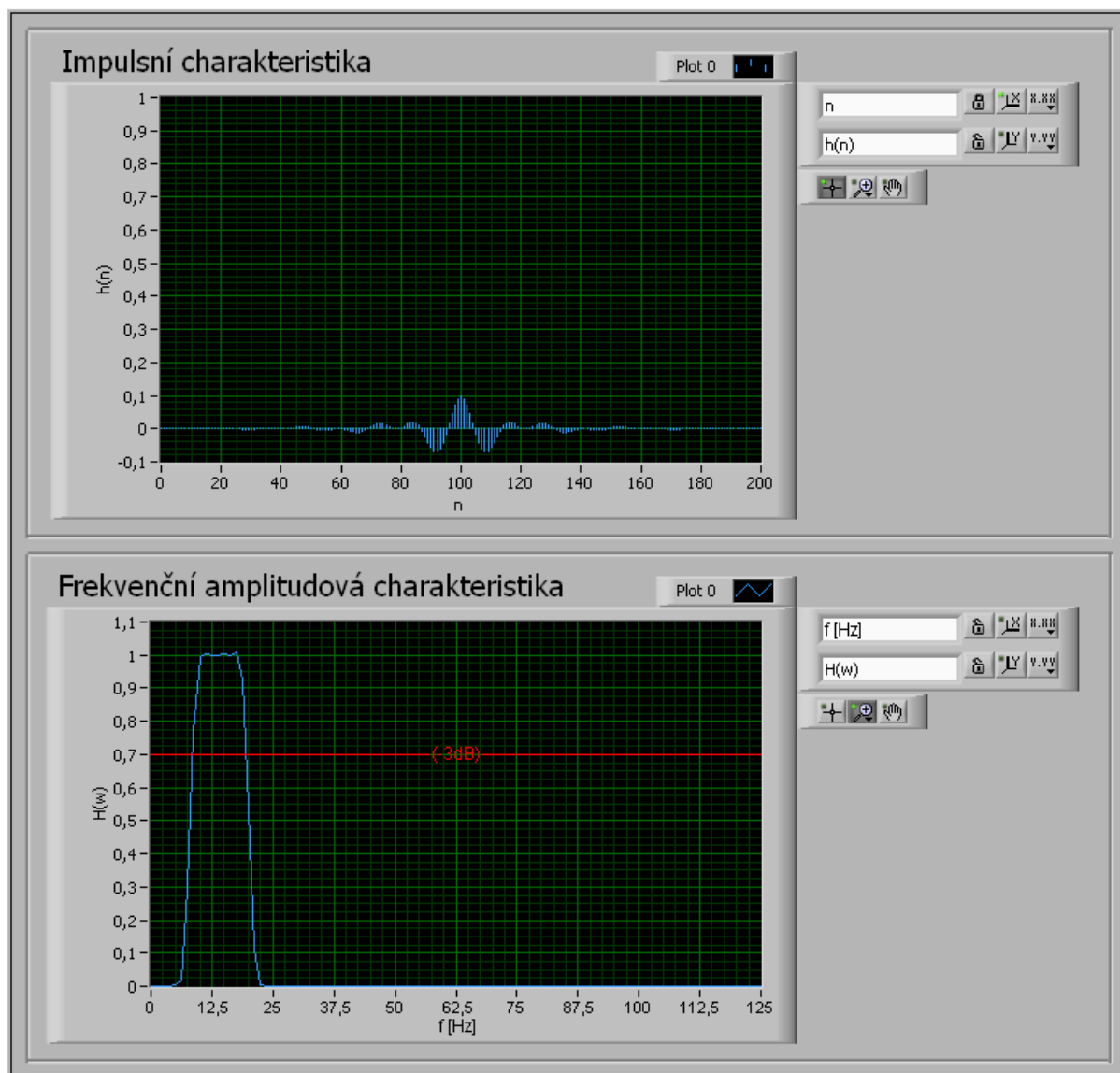
Příloha č.2 - Charakteristiky filtru typu pásmová zadrž pro vzorkovací frekvenci 250 Hz.



Příloha č.3 - Charakteristiky filtru typu dolní propust (myopotenciál) pro vzorkovací frekvenci 250 Hz.



Příloha č.4 - Charakteristiky filtru typu pásmová propust pro vzorkovací frekvenci 250 Hz.



Příloha č.5 - Charakteristiky filtru typu dolní propust (vyhlazení) pro vzorkovací frekvenci 250 Hz.

